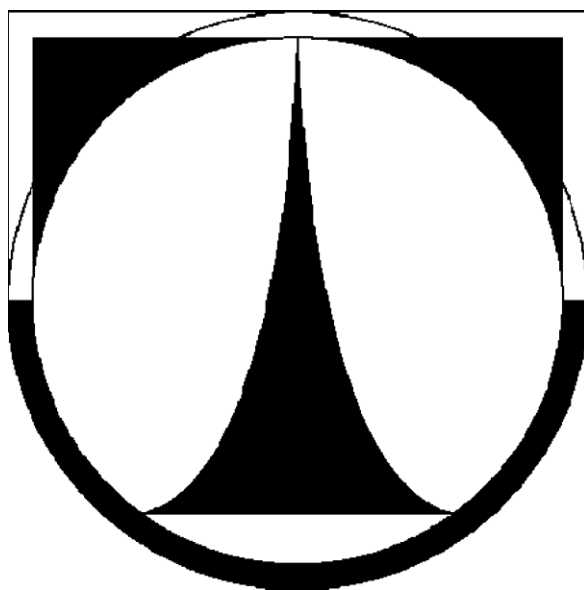


TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Ústav zdravotnických studií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



Liberec 2013

Nela Švitorková

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Ústav zdravotnických studií

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika

**Algoritmy dvoudutinových kardiostimulátorů,
jejich princip a porovnání**

Algorithms of dual-chamber pacemakers and their
principals

Nela Švitorková

2013

Bakalářská práce

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Ústav zdravotnických studií

Akademický rok: 2011/2012

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: Nela Švitorková
Osobní číslo: Z10000011
Studijní program: B3944 Biomedicínská technika
Studijní obor: Biomedicínská technika
Název tématu: Algoritmy dvoudutinových kardiostimulátorů, jejich princip a porovnání
Zadávající katedra: Ústav zdravotnických studií

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Nastudujte anatomii a fyziologii srdce, převodní systém srdeční a jeho poruchy.
Prostudujte princip funkce kardiostimulátorů a popište jejich základní parametry.
Porovnejte jednotlivé algoritmy nejčastěji implantovaných kardiostimulátorů z hlediska jejich funkčnosti a sestavte seznam jejich použití.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: 50 - 70 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

BAROLD S., STROOBANDT R., SINNAEVE F. Cardiac Pacemakers Step by Step , 2004. Futura, Blackwell Publishing , ISBN 1-4051-1647-1
CLIFFORD G., AZUAJE F., McSHARRY P. Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis. Artech House, ISBN-10: 1-58053-966-1
ELLENBOGEN K., WOOD M. Cardiac Pacing and ICDs, 4.vydání, 2005. Blackwell Publishing, ISBN-13: 978-1-4051-0447-0
EISENBERGER M., BULAVA A., FIALA M. Základy srdeční elektrofyzologie a katéetrových ablací , 1.vydání, 2012. GRADA Publishing, ISBN 978-80-247-3677-8
ROZMAN J., a kolektiv. Elektronické přístroje v lékařství. 1. vydání. 2006 Praha: Nakladatelství Academia. ISBN 80-200-1308-3

Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Lucie Hanyášová

Ústav zdravotnických studií

Datum zadání bakalářské práce: 31. března 2012

Termín odevzdání bakalářské práce: 30. dubna 2013

prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs
rektor



Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 29. března 2013

Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL. V tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím bakalářské práce a konzultantem.

Datum: 30.4.2013

Podpis:

Pinetorica!

Poděkování:

Děkuji Ing. Hanyášové za vedení mé bakalářské práce, za cenné odborné rady, podněty a připomínky. Také za ochotu a nekonečnou trpělivost. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Jiřímu Jelínkovi, Ph.D. a Ing. Janu Bahníkovi za konzultace a připomínky. V neposlední řadě také patří dík mé rodině za podporu a snášení mých nálad zejména při dokončování práce.

ANOTACE

AUTOR	Nela Švitorková
INSTITUTE	UZS - Biomedicínská technika
NÁZEV PRÁCE	Algoritmy dvoudutinových kardiostimulátorů, jejich princip a porovnání
VEDOUCÍ PRÁCE	Ing. Lucie Hanyášová
POČET STRAN	60
POČET PŘÍLOH	4
ROK OBHAJOBY	2013
SOUHRN	Obsahem práce je seznámení se s anomií a fyziologií srdce a základními informacemi o kardiostimulátorech. Dále budou rozebrány některé algoritmy, které jsou v nabídce vybraných firem dodávajících kardiostimulátory do České republiky. Cílem práce je porovnání vybraných algoritmů a senzorů z hlediska realizace jednotlivých firem.
KLÍČOVÁ SLOVA	Srdce, arytmie, kardiostimulátor, algoritmus, senzor

ANNOTATION

AUTHOR	Nela Švitorková
INSTITUTE	UZS – Biomedical technology
THESIS TITLE	Algorithms of dual-chamber pacemakers and their principals
SUPERVISOR	Ing. Lucie Hanyášová
NUMBER OF PAGES	60
NUMBER OF APPENDICES	4
YEAR	2013
SUMMARY	<p>The content of this work is familiarisation with the anatomy and physiology of the heart, and the basic information about pacemakers. Furthermore, several algorithms that are offered by companies distributing peacemakers to Czech republic will be analysed. The aim of this work is a comparison (and evaluation) of the selected algorithms and sensors in regards to the realisation by individual companies.</p>
KEY WORDS	Heart, arrhythmia, pacemaker, algorithm, senzor

Obsah

Seznam zkratk	8
Seznam obrázků:	10
Úvod.....	11
1.1 Anatomie.....	12
1.2 Převodní systém	13
1.3 Poruchy srdečního rytmu – arytmie	14
1.4 Indikace k implantaci kardiostimulátoru	18
2 Kardiostimulátor	20
2.1 Konstrukce kardiostimulátoru.....	21
2.2 Schéma funkce přístroje.....	22
2.3 Popis základních vlastností	23
2.4 Základní dělení kardiostimulátorů	24
2.5 Identifikace kardiostimulátoru	26
2.6 Základní dvou-dutinové režimy:	27
2.7 Základní parametry kardiostimulace:	28
2.8 Senzory	31
3 Porovnání speciálních algoritmů vybraných kardiostimulátorů	34
3.1 Realizace	34
4 Porovnání vybraných senzorů.....	46
4.1 Realizace	46
4.2 Shrnutí porovnání jednotlivých senzorů	46
Závěr	50
Seznam literatury:	52
Seznam příloh:	54

Seznam zkratek

AC	auto capture
ACC	American College of Kardiology
AEI	síňový únikový interval (atrial escape interval)
AHA	American Heart Association
ARP	síňová refrakterní perioda (atrial refractory period)
AV	atrioventrikulární
AVI	síňokomorový interval (atrioventricular interval)
AVNRT	atrioventrikulární nodální reentry-tachykardie
BP	zaslepená perioda (blanking period)
BPM	tepů za minutu (beat per minute)
ČKS	Česká kardiologická společnost
CMOS	Complementary Metal–Oxide–Semiconductor
CT	počítačová tomografie (computed tomography)
EI	únikový interval (escape interval)
EKG	elektrokardiograf
ICHD	Intersociety Commission for Heart Disease
IKEM	Institut klinické a experimentální medicíny
IPG	implantabilní pulzní generátor
KF	komorová fibrilace
KS	kardiostimulátor
KT	komorová tachykardie
LRI	interval dolní meze stimulace (lower rate interval)
MRI	magnetická rezonance
MS	mode switch
PM	kardiostimulátor (pacemaker)
PS AKS	Pracovní skupina Arytmie a trvalá kardiostimulace
PVARP	síňový refrakterní interval po komorové události (postventricular atrial refractory period)

RAM	paměť s přímým přístupem (random-access memory)
ROM	paměť pouze pro čtení (read-only memory)
RP	refrakterní perioda (refractory period)
SA	sinoatrionální
TARP	celkový síňový refrakterní interval (total refractory period)
TUL	Technická univerzita v Liberci
USR	nejvyšší senzorovaná rychlost stimulace (upper sensor rate)
UTR	nejvyšší převáděná rychlost (upper tracking rate)
VRP	komorový refrakterní interval (ventricular refractory period)

Seznam obrázků:

<i>Obr. 1: Převodní systém srdce [24]</i>	12
<i>Obr. 2: Převodní systém srdce [24]</i>	14
<i>Obr. 3: Sinová bradykardie [15]</i>	15
<i>Obr. 4: Sinová tachykardie [15]</i>	15
<i>Obr. 5: AV.blok II. stupně (typ I) - "Wenckebach" [15]</i>	17
<i>Obr. 6: AV-blok II. stupně (typ II) [15]</i>	18
<i>Obr. 7: AV-blok III. stupně [15]</i>	18
<i>Obr. 8: Konstrukce kardiostimulátoru [23]</i>	22
<i>Obr. 9: Blokové schéma přístroje [24]</i>	23
<i>Obr. 10: Stimulační impulz [15]</i>	23
<i>Obr. 11: Hoover-Weissova křivka [2]</i>	24
<i>Obr. 12: Kód NBG [1]</i>	26
<i>Obr. 13: Časování dvou-dutinového stimulatoru[15]</i>	30
<i>Obr. 14: Časování dvou-dutinového stimulatoru [2]</i>	30
<i>Obr. 15: Schéma pyzoelektrického senzoru [21]</i>	31
<i>Obr. 16: Schéma Akcelerometru s kapacitory [21]</i>	32
<i>Obr. 17: Senzor měřící minutovou ventilaci [21]</i>	32
<i>Obr. 18: Časový průběh velikosti prahu po implantaci [4]</i>	36
<i>Obr. 19: Backup bezpečnostní puls [4]</i>	36
<i>Obr. 20: Bezpečnostní rezerva pulsu [11]</i>	37
<i>Obr. 21: Rozhraní pro Auto Capture, firma Medtronic, Inc.</i>	38
<i>Obr. 22: Rozhraní pro Auto Capture, firma Biotronik</i>	38
<i>Obr. 23: Uživatelské rozhraní pro AC od firmy St. Jude Medical</i>	39
<i>Obr. 24: Rozhraní pro algoritmus Mode Switch of firmy Medtronic, Inc.</i>	41
<i>Obr. 25: Rozhraní pro Mode Switch firmy Biotronik</i>	41
<i>Obr. 26: MS od firmy SJM</i>	42
<i>Obr. 27: Nastavení PMT u firmy Biotronik</i>	45
<i>Obr. 28: Nastavení senzoru Akcelerometru firmy Medtronic, Inc.</i>	47
<i>Obr. 29: Nastavení senzoru Akcelerometru firmy Medtronic, Inc.</i>	47
<i>Obr. 30: Nastavení Akcelerometru firmy Biotronik</i>	48
<i>Obr. 31: Nastavení senzoru firmy St. Jude Medical</i>	49
<i>Obr. 32: Nastavení senzoru firmy Boston Scientific</i>	49

Úvod

Dnešní technicky vyspělá doba se neustále zdokonaluje a vyvíjí ve všech odvětvích. Statistiky dokazují, že každý desátý člověk nad 60let trpí nějakým typem arytmií. Právě arytmií vyvolané změny srdeční činnosti jsou jedním z důvodů implantace kardiostimulátoru. Tento implantabilní přístroj napomáhá při různých poruchách funkce sinusového uzlu či blokáдах AV vedení.

Tak jako všechny ostatní přístroje, tak i kardiostimulátor prošel svým vývojem. Měnila se velikost, materiály, konstrukce a také programace. Postupem času již nestačilo pouhé stimulování srdeční tkáně konstantní frekvencí bez možnosti senzingu vlastního rytmu pacienta. Postupem času se nároky ještě zvyšovaly. Dnešní kardiostimulátory se neustále zmenšují a mezi základní problémy, které algoritmy řeší, je komplexní diagnostika, automatická optimalizace stimulace a terapie arytmií, které zmírní symptomy pacienta.

Cílem mé bakalářské práce bylo seznámení se s moderními typy kardiostimulátorů, pochopení principu jejich funkce a možnosti programace. Firmy nabízející kardiostimulátory se mezi sebou, stejně jako jinde na trhu, předhánějí a nabízejí stále nové algoritmy a inovace. Zároveň snahou poslední doby je přístroj co nejvíce automatizovat, aby se dokázal pacientovi přizpůsobit a výsledná srdeční akce byla co možná nejvíce podobná té fyziologické. Mezi algoritmy, které se o to snaží patří např. automatická kontrola účinnosti stimulace (Auto Capture), automatická kontrola správného vnímání spontánní srdeční aktivity (Auto Sensing), schopnost zvýšení stimulační frekvence při zátěži (senzory) a mnohé další. Nabídka algoritmů je opravdu široká. K přizpůsobení se potřebám pacienta přispívají právě také senzory, které detekují jeho fyzickou aktivitu a nastavují podle ní potřebnou srdeční frekvenci. Díky tomu, při zvýšené fyzické aktivitě, netrpí pacient dušností apod. Tento způsob stimulace přispívá ke zvýšení kvality života pacienta.

Pro účely této práce jsem vybrala nejčastěji implantované přístroje a porovnála u nich algoritmy Auto Capture, Mode Switch a PMT intervenci. U senzorů jsem porovnání provedla z obecného hlediska a zmínila, které typy kardiostimulátoru ten daný senzor využívají. Výsledek mé práce bude sloužit k edukaci techniků pracujících na kardiologických odděleních.

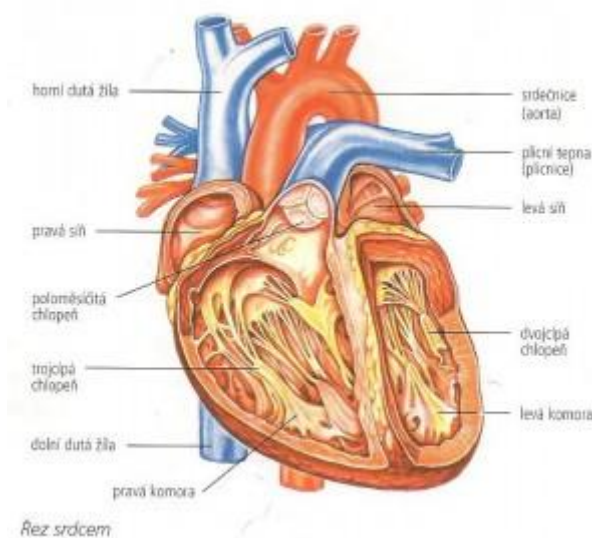
1 Anatomie a fyziologie srdce

1.1 Anatomie

Srdce (lat. cor nebo cardia) je dutý svalový orgán, který svými pravidelnými stahy pohání krev do krevního řečiště a zajišťuje tím přenos dýchacích plynů a živin do celého těla (viz obr.1). Srdce dospělého člověka se během dne stáhne zhruba 100 000krát. Za 70 let života pak jde o zhruba 2,5 miliardy stahů.

Srdce leží v mediastinu za sternem, převážně nalevo. Chrání ho obal zvaný osrdečník. Tvarem připomíná obrácený kužel jehož hrot, neboli apex, směřuje kaudálně dopředu. Je tvořena čtyřmi dutinami: pravou síní a komorou, levou síní a komorou. Mezi pravou a levou komorou je septum neboli mezikomorová přepážka. Do pravé síně vstupují vena cava inferior a vena cava superior, které přivádějí odkysličenou krev z těla. Mezi pravou síní a pravou komorou je tricuspídní chlopeč, která zajišťuje, aby se krev nevracela z komory do síně. Z pravé komory je krev vypuzována přes pulmonární chlopeč do plic. Do levé síně vstupují 4 arterie pulmonaris. Levá síň od levé komory je oddělena mitrální chlopní a z levé komory je okysličená krev vháněna přes aortální chlopeč do těla. Z okraje obou síní vystupuje ouško.

Srdce je tvořeno dvěma typy buněk. Jde o buňky převodního systému a buňky pracovního myokardu. Buňky převodního systému přivádějí vzruch k buňkám pracovního myokardu, které tento vzruch vedou dál za účelem kontrakce svaloviny. Proces kontrakce svaloviny bude popsán v následující kapitole. [3, 6, 11]



Obr. 1: Převodní systém srdce [19]

1.2 Převodní systém

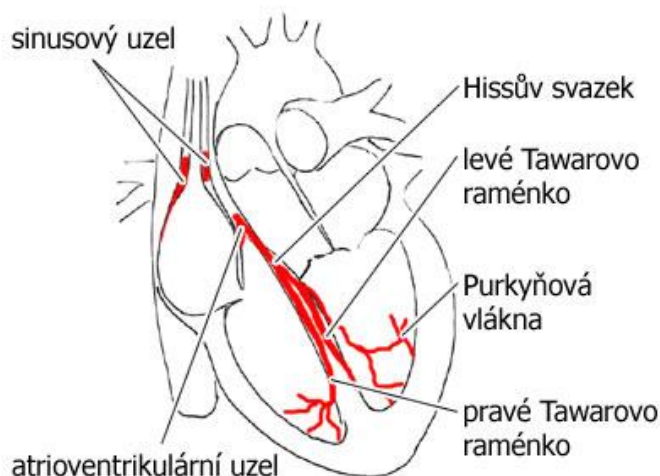
Jde o soubor buněčných struktur, které vytvářejí a vedou vzruch v srdci. Převodní systém je tvořen ze sinoatriálního (SA) uzlu, atrioventrikulárního (AV) uzlu, Hisova svazku, Tawarových ramének a Purkyňových vláken (viz obr. 2).

Sinoatriální uzel vytváří primární vzruch, který se šíří dál do srdce. Jde o přirozený „kardiostimulátor“. Je to asi tří milimetrový útvar, který je uložen v pravé síni pod ústím horní duté žíly. Jeho aktivita je závislá na činnosti sympatiku. Vzruch vzniká v buňkách, které mají schopnost depolarizace, odkud se pomalým vedením šíří po stěně síní na další úseky převodního systému. Atrioventrikulární (AV) uzel je uložen v septu mezi síněmi a komorami. Tvoří jej myocyty spolu s kolagenním vazivem. Jeho hlavní funkcí je zpoždění vzruchu, který přijde z SA uzlu. Zpoždění se dosahuje na základě pomalého vedení pomocí myocytů, které zaručuje optimální synchronizaci kontrakce síní a komor („atrial kick“). Dále se vzruch šíří na Hisův svazek. Ten se dělí na pravé a levé Tawarovo raménko a tudíž se vzruch šíří do pravé

i levé komory. Tawarova raménka se rozvětvují na množství Purkyňových vláken a vedou až k hrotu srdce. Purkyňova vlákna vedou proximálně a tím postupuje kontrakce od srdečního hrotu k bazi a to současně po vnější i vnitřní straně.

Fyziologicky se vzruch tvoří pouze v SA uzlu. Patologicky se ale mohou vzruchy tvořit i v dalších částech převodního systému nebo ve srdeční svalovině a nahradit tak funkci SA uzlu.

Frekvence vzruchů tvořená v SA uzlu je 60-80/min, v AV uzlu 40-60 /min a při tvorbě vzruchů ve svalovině komor je frekvence 20-40/min. Vzruch se srdcem šíří pomocí gradientu, který je dán koncentrací iontů uvnitř a vně buňky a jejich propustností přes membránu. [3, 5, 8]



Obr. 2: Převodní systém srdce [19]

1.3 Poruchy srdečního rytmu – arytmie

Poruchy srdečního rytmu se souhrnně nazývají arytmie. Může jít o poruchu tvorby vzruchu, poruchu šíření vzruchu nebo o jejich kombinaci. Poruchy tvorby vzruchu se dále dělí podle několika kritérií popsaných níže. Mezi hlavní poruchy tvorby vzruchu jsou zařazeny tachykardie, bradykardie, arytmie, sinusová zástava, syndrom chorého sinu, různé extrasystoly, reentry tachykardie, fibrilace síní, junkční rytmus a další. Poruchy vedení vzruchu jsou způsobeny nejčastěji sinoatriální bloádou I-III. stupně, atrioventrikulární bloádou I.-III. stupně, raménkovou bloádou či fascikulární bloádou. Nemusí však jít pouze o poruchu způsobenou onemocněním srdečního svalu, ale může se jednat o změnu vyvolanou extrakardiálně (působení hormonů, léků, alkoholu či změnu hladin minerálů atd.).

Základní rozdělení arytmií je podle frekvence na bradykardie a tachykardie. Arytmie lze také dělit podle místa vzniku na sinusové, supraventrikulární a komorové. Kritériem dělení je šířka QRS komplexu, arytmie vznikající v síních mají úzký QRS komplex, zatímco arytmie vznikající v komorách mají QRS komplex široký ($>120\text{ms}$).

Z patologického hlediska lze arytmie dělit na nekardiální nebo kardiální. Kardiální arytmie vznikají při postižení myokardu z hemodynamické příčiny nebo mohou být způsobené lékařským zákrokem. Mezi nekardiální příčiny vzniku arytmií se řadí změny vnitřního prostředí, jako jsou anémie, hypoxie atd. Dále endokrinní příčiny a poruchy vegetativního nervového systému.[1, 5, 10, 16]

1.3.1 Sinusové arytmie

- **Sinusová bradykardie**

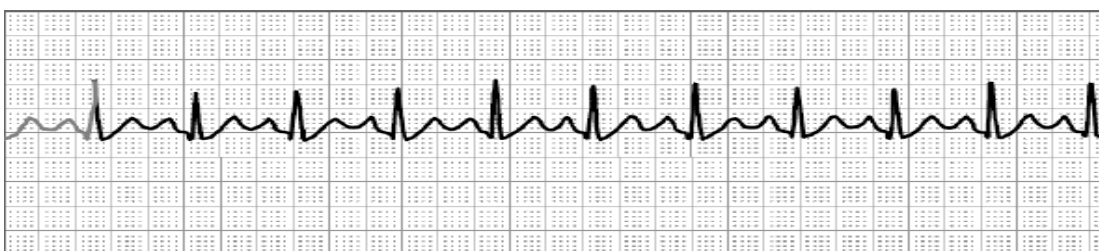
Sinusová bradykardie vzniká v sinusovém uzlu a zapříčiňuje pomalou srdeční akci. Většinou pod 60/min. Může se vyskytovat i fyziologicky a to u sportovců nebo ve spánku, při podchlazení či vlivem léků (viz obr. 3).[1, 7, 19]



Obr. 3: Sinová bradykardie [1]

- **Sinusová tachykardie**

Jde o srdeční frekvence nad 100/minutu (viz obr. 4). Mohou se vyskytovat fyziologicky při zátěži, nebo vlivem léků. Při častých výskytech se léčí betablokátory. [1, 7, 19]



Obr. 4: Sinová tachykardie [1]

- **Syndrom chorého sinu**

Jde o kombinaci špatné funkce sinu a jiné arytmie, často supraventrikulární tachykardie. Vyskytuje se vyskytuje u starších osob, při ischemii, po chirurgickém zákroku. Projevuje se střídáním pomalé a rychle srdeční akce. [1, 7]

- **Fibrilace síní s pomalou odpovědí komor**

Při fibrilaci síní dochází k nepravidelným stahům svaloviny síní s nepravidelným převodem na komory. Fibrilace síní s pomalou odpovědí komor znamená fibrilaci síní s převodem na komory při frekvenci pod 60 za minutu. Na EKG křivce je QRS komplex štíhlý. Pacienti s touto chorobou pocítují fibrilaci jako palpitace, větší únavu, intoleranci větší zátěže. Pokud není tato arytmie způsobená léky, je jednou z nejčastějších indikací kardiostimulace. [1, 7]

1.3.2 Supraventrikulární arytmie

Tento druh arytmii vzniká v oblasti srdečních síní, SA a AV uzlu a síňokomorové spojky. Jsou sem řazeny supraventrikulární extrasystoly, při nichž předčasný vztah pochází mimo sinusový uzel. Dále atrioventrikulární nodální reentry-tachykardie (ANVRT), která ke vzniku využívá AV uzel. Má náhlý začátek i konec, kdy se vzruch pomalou drahou vede vzruch se síní na komory a rychlou drahou zpět. Jako poslední zmíním fibrilace a flutter síní. Tyto arytmie využívají ke vzniku mechanismu reentry, kdy vzruch krouží v pravé síni a jejich frekvence se pohybuje nad 200/min.[1, 7]

1.3.3 Komorové arytmie

Komorové arytmie se řadí mezi nejzávažnější srdeční poruchy. Nejčastěji vznikají na podkladě reentry mechanismu. Můžeme sem zařadit komorové extrasystoly, které nejčastěji vznikají v komorové svalovině nebo Purkyňových vlákních. Několik po sobě jdoucích komorových extrasystol se označuje jako komorová tachykardie (KT). Nejzávažnějším typem komorových arytmii je komorová fibrilace, při níž dochází k nedostatečnému stahu komor a tím k oběhové zástavě. S věkem prevalence komorových arytmii roste. [1]

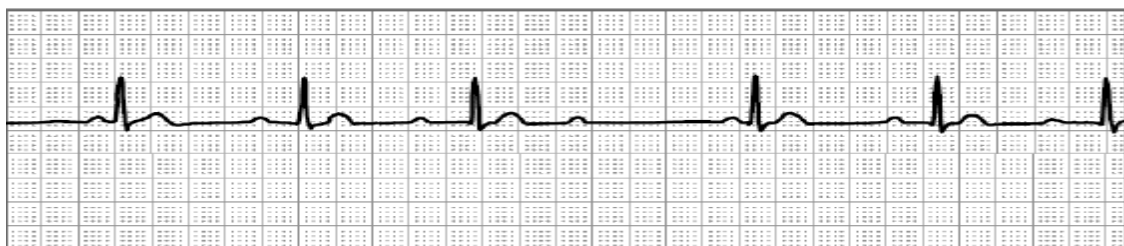
1.3.4 Poruchy vedení vzruchu

V této podkapitole budou podrobněji popsány nejčastější blokády vedení srdečního vzruchu. Blokády mohou vzniknout z mnoha příčin. Mohou být dočasné, trvalé nebo vznikající jen při určité frekvenci. Převod vzruchu je dán jeho akčním potenciálem, délkou trvání, výši prahového napětí. Nejčastěji blokáda vzniká při

různém intervalu akčního napětí a refrakternosti vláken myokardu. A-V blokáda je porucha vedení v místě spojení buněk AV uzlu se srdeční svalovinou. Další blokády mohou vznikat mezi AV uzlem a Hisovým uzlem, vlivem acetylcholinu, ischemie, hypotermie apod. Jednosměrné blokády a krouživé reentry vzruchy jsou způsobené nesourodostí refrakternosti a vodivosti sousedních buněk. Tyto blokády stojí za vznikem některých ektopických tachykardií, recipročních tachykardií, komorových extrasystol atd. Poruchy mohou vznikat i při 3. a 4. fázi depolarizace a repolarizace. Sem patří např. raménkové blokády. Jednotlivé blokády jsou rozebrány níže a znázorněny na EKG křivce. [1,7]

- **AV blokáda II. stupně typu Mobitz I**

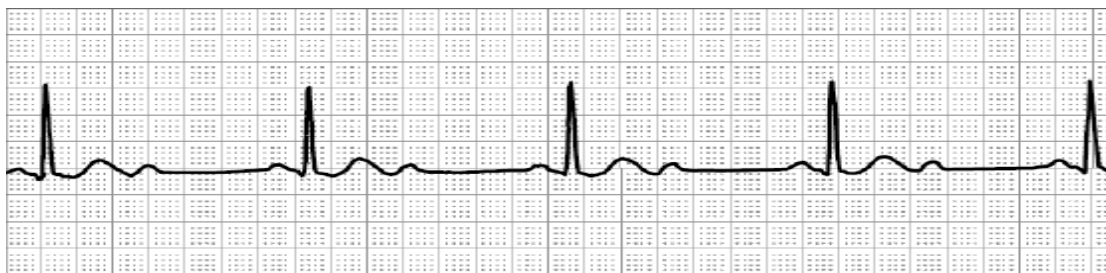
U tohoto typu blokády jde o prodloužení P-Q intervalu až do stavu, kdy dojde k vypadnutí QRS komplexu, po němž se opět obnoví fyziologická funkce, ale vše se pravidelně opakuje v poměru P a QRS $n:(n-1)$ (viz obr. 6. [1])



Obr. 5: AV.blok II. stupně (typ I) - "Wenckebach" [1]

- **AV blokáda II. stupně typu Mobitz II**

Tato blokáda má konstantní interval PQ a vypadáváním QRS komplexu, kdy je zachována vlna P. Poměr vln P a QRS jsou $n:1$. Někdy může po několika fyziologických převodech QRS chybět úplně. Jde o závažnější typ blokády než je blokáda Mobitz I, protože často přechází do blokády III. stupně (viz obr. 7). [1]



Obr.k 6: AV-blok II. stupně (typ II) [1]

- **AV blokáda III. Stupně**

Tento druh blokády je velmi nebezpečný, jelikož je převod vzruchu ze síně na komory přerušen úplně. Síně a komory se stahují nezávisle na sobě (viz obr 8).[1]



Obr. 7: AV-blok III. stupně [1]

- **Raménkové blokády**

Jde o nejčastější převodní poruchu na pravém nebo levém Tawarově raménku. Vyskytují se především u starších osob. Při přerušení jednoho z ramének dochází k pozdější aktivaci komory k níž příslušné raménko vzruch vede. To vede k resynchronizaci pravé a levé komory. [1, 16]

1.4 Indikace k implantaci kardiostimulátoru

Indikací se rozumí souhrn diagnóz a klinických stavů pacienta, podle kterých se určí, zda je implantace kardiostimulátorů vhodná a který typ implantabilního systému bude pro daného pacienta použit. Indikace k trvalé implantaci kardiostimulátoru jsou arytmie vznikající buď v síních nebo častěji poruchy AV převodu. K rozhodování, zda je pacient vhodný k implantaci kardiostimulátoru lékaři slouží Zásady k implantaci sepsané Pracovní skupinou Arytmie a trvalá kardiostimulace (PS AKS) České kardiologické společnosti (ČKS). Podobné zásady jsou sepsané i v ostatních zemích, kde se implantace kardiostimulátorů provádějí. American College of Cardiology (ACC)

a American Heart Association (AHA) spolu se společností Heart Rhythm (HRS) vydali podobné pokyny.

Kardiostimulátory jsou u dospělých většinou implantovány u klinických stavů jako jsou AV blokády druhého a třetího stupně, symptomatické bradykardie, městnavá srdeční slabost, u srdeční frekvence menší než 40 tepů za minutu, stavy při blokádě AV junkce, infarkt myokardu, dysfunkce sinusového uzlu. [6, 11, 18]

2 Kardiostimulátor

Kardiostimulátor (KS, PM) je implantabilní zařízení, které se používá k léčbě poruch srdečního rytmu. Podle platné evropské i národní legislativy náleží kardiostimulátor do aktivních implantabilních zdravotnických prostředků. Termín kardiostimulace vyjadřuje nahrazení poruchy rytmické funkce. Z důvodu některé poruchy dochází ke zpomalení až zástavě převodu vzruchu a tím k ohrožení života. Kardiostimulátor je navržen tak, aby napravit šíření impulzu a tím podpořil fyziologický rytmus srdce. V České republice existuje okolo 40 kardiologických center, které implantace provádějí a ročně je u nás naimplantováno okolo 6 000 kardiostimulátorů. V tomto čísle jsou zahrnuty jak promoimplantace, tak reimplantace přístroje. Implantace přístroje je výkon trvající okolo 60 minut, ke kterému dochází v lokálním umrtvení oblasti, do které je kardiostimulátor implantován. Nejčastěji se jedná o subclavikulární oblast na pravé straně. V této oblasti se vytvoří v podkoží tzn. „kapsa“, do které je kardiostimulátor vložen. Z vpichu do podklíčkové žíly jsou zavedeny jedna až tři elektrody vedoucí do dutin srdce (každá elektroda je umístěna v jedné dutině). Ke správnému umístění elektrod slouží rentgenové záření, které umožňuje zobrazení aktuální polohy elektrod. O vhodné poloze elektrod se technik přesvědčí elektrickou stimulací z externího stimulatoru.

První kardiostimulátory byly jednodutinové, neprogramovatelné, pracující v asynchronním režimu např. VOO (výčet dnes používaných jednodutinových i dvoudutinových kardiostimulátorů bude popsán dále). Od této doby jsou KS neustále zdokonalovány a automatizovány (koncept chytrého stimulatoru „smart pacemaker“), což zvyšuje efektivitu přístroje, ale nevýhodou jsou větší nároky na baterii a tím kratší životnost přístroje. Dnes je hlavním úkolem kardiostimulátoru diagnostika, automatická optimalizace srdce a terapie arytmií. Pro tyto funkce je navrženo několik desítek algoritmů. Mezi automatické funkce patří například kontrola správné funkce kardiostimulátoru (účinnost stimulace, správná detekce), optimalizace činnosti kardiostimulátoru (úprava stimulační frekvence, úprava AV intervalu s preferencí vlastního komorového stahu (AV hystereza), prevence a terapie síňových tachykardií (Mode Switch algoritmus), prevence a řešení kardiostimulátorem zprostředkované tachykardie (PMT algoritmus), diagnostické funkce včetně ukládání informací. Mezi jednu z dalších inovací některých kardiostimulátorů patří kompatibilita s magnetickou rezonancí (MRI). Pro pacienty se starším typem kardiostimulátorů bylo vyšetření v MRI

nemyslitelné. Kvůli přitažlivé síle silného stejnosměrného magnetického pole bylo u těchto nových typů kardiostimulátorů omezeno použití feromagnetických součástek. Další ochranou je ochrana vnitřního okruhu napájené, které zabraňuje energii, která je v magnetickém poli indukována, aby narušila kardiostimulační režim. Změnou prošla i konstrukce elektrody.

Dnes již kardiostimulátor není pouhý generátor stimulačních impulzů, ale nyní je i „monitorem“ srdeční činnosti pacienta. Postupně se budeme v této kapitole věnovat konstrukci běžně implantovaných kardiostimulátoru a jednotlivému nastavení.[1, 4, 6]

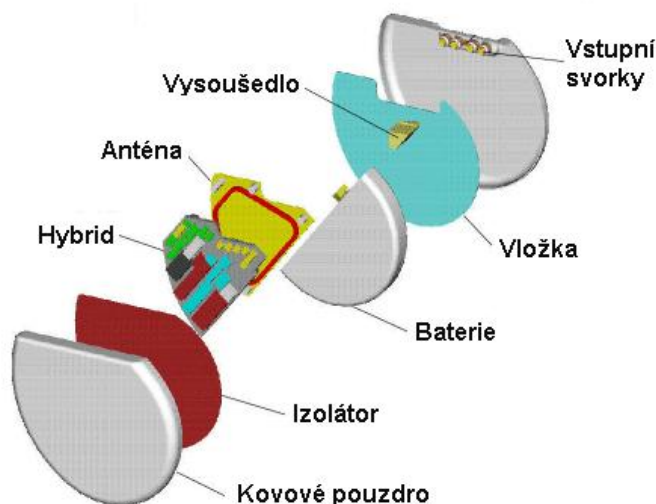
2.1 Konstrukce kardiostimulátoru

Kardiostimulátor musí splňovat několik kritérií, z nichž nejdůležitější jsou hmotnost, velikost, tvar a životnost baterie. Materiály použité ke konstrukci kardiostimulátoru musí být biologicky inertní, netoxické, sterilizované a musí dlouhodobě odolat v prostředí organismu.

Implantabilní přístroj je sestaven z:

- A. Elektronické části (Implantabilního pulzního generátoru (IPG), obvody pro snímání a vyhodnocení signálů, komunikační obvody, baterie)
- B. Vodicích kabelů (unipolárních či bipolárních)
- C. Programátoru (není součástí KS, jde o externí zařízení)

Jednotlivé komponenty elektronické části a kabelů uzavírají elektrický obvod. IPG je složen z pouzdra a hlavice. Pouzdro se dnes vyrábí nejčastěji z titanové slitiny a obsahuje veškerou elektroniku, zdroj, kondenzátory, výstupní obvody, popřípadě anténu pro telekomunikaci komunikující na frekvenci 300 Hz (viz obr. 9). Na pouzdře jsou uvedeny údaje o výrobci, typu, číslo a konfigurace zapojení elektrod. Hlavice slouží k připojení elektrod. Do ní jsou připojeny vodiče ze vstupních a výstupních prvků. Elektrody jsou připevněny pomocí zajišťovacích šroubů. Pod titanovým pouzdrem je izolační vrstva a také vložka s vysoušedlem, která slouží jako izolace proti tekutinám a vlhkosti z lidského těla. Pod izolační vrstvou najdeme integrovaný obvod, který zajišťuje veškerou činnost přístroje. V dnešní době je sestaven nejčastěji z mikroprocesoru a periferních obvodů. Největší část kardiostimulátoru tvoří zdroj, který dodává přístroji energii na několik let. Konkrétnější rozbor elektronické části kardiostimulátoru bude popsán v následující podkapitole.[6, 18]

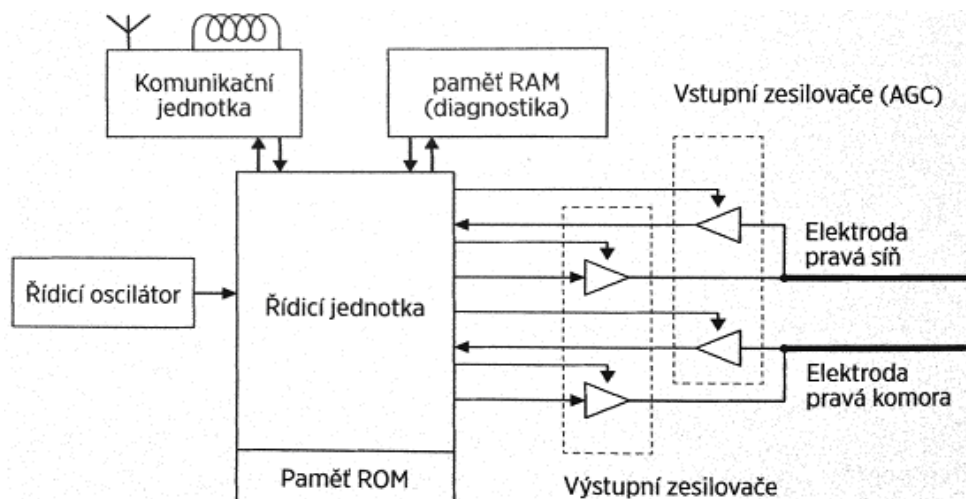


Obr. 8: Konstrukce kardiostimulátoru [18]

2.2 Schéma funkce přístroje

Stimulátor obsahuje především generátor stimulačních impulzů, obvody snímající činnost srdce a baterii. Na obr. 10 je znázorněno blokové schéma přístroje. Na vstupu je pomocí operačního zesilovače zesilován kardiální signál na hodnotu, ze které je možno převést signál do digitální podoby. Síňové a komorové signály mají vlastní filtr. Řídící prvek využívá mikroprocesory technologie CMOS. Zde je signál filtrován

a vyhodnocován. Filtrování se provádí pomocí speciálních algoritmů a Fourierovi transformace. Diagnostická data se ukládají na paměť RAM. Díky ní lze uchovávat výsledky monitorování a později je vyhodnotit při pravidelných kontrolách. K řízení výstupu a pro snímání se využívá paměť ROM o velikosti 1-2 kB. Generátor impulzů obsahuje časovač, který je řízen krystalem, a logické obvody. Baterie je pod napětím 2,8 V a výstupní obvod zajišťuje proudový odběr stimulatoru, kdy velikost impulsu je 0,8 až 5 V a šířka 0,05 až 1,5 ms. Postupem vývoje se přešlo od rtuťových článků k lithio-jodidovým, které mají životnost až 15 let. Záleží na četnosti stimulace impulzů i na jejich vlastnostech. Ke komunikaci se stimulatorem se používá programátor, který je součástí telemetrického zařízení.[1, 6, 18]



Obr. 9. Blokové schéma přístroje [19]

2.3 Popis základních vlastností

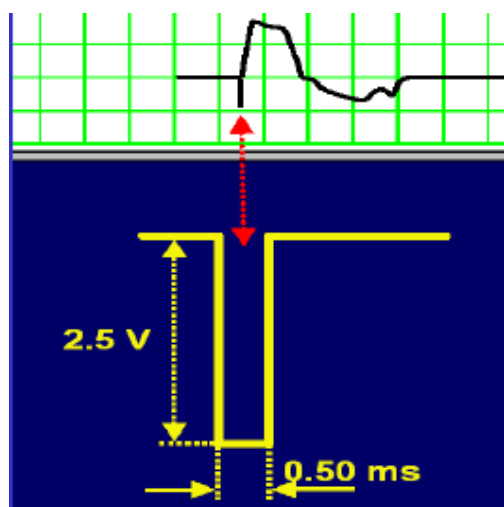
Mezi základní vlastnosti kardiostimulátorů patří snímání spontánní srdeční aktivity a při absenci této aktivity myokard stimulovat. Snímání je založeno na detekci depolarizace měřením elektrického potenciálu myokardu mezi katodou a anodou. Snímání a stimulaci je možno provádět mezi anodou a katodou buď unipolárně, nebo bipolárně. U unipolárního snímání je katoda na konci elektrody v kontaktu se srdeční dutinou a anodou je IPG. Stimulační impuls tedy probíhá mezi těmito dvěma komponentami. U bipolárního kardiostimulátoru je katoda i anoda na vodičím kabelu asi 1,5 cm od sebe. Nevýhodou unipolárního systému je potřeba vyššího prahu ke stimulaci, a tedy větší spotřeba energie. U bipolárního systému je katoda s anodou blízko sebe a není potřeba tak velké napětí. Navíc nedochází tolik k rušení signálu jako u unipolárního systému.

Senzory kardiostimulátoru pro detekci srdeční aktivity musí mít správnou citlivost, kdy nepřehlédnou spontánní aktivitu srdce, ale nebudou zaměňovat jednotlivé P a T vlny či ostatní elektrické děje v těle (např. myopotenciály). Při stimulaci je generován záporný napěťový impuls o určité šířce a amplitudě obdélníkového charakteru (viz obr. 11). Čím je šířka impulsu a napětí menší, tím je životnost baterie delší. Mezi další vlivy na baterii patří impedance vodičů, které musí být co nejnižší. Naopak impedance mezi elektrodou a tkání musí být do nejvyšší (za dostatečnou se považuje rozpětí od 300-500 Ohm). Za standardních podmínek se nastavuje amplituda impulsu na 3,5 V a šířka impulsu na 0,4 ms. Energie jednoho impulsu je rovna součinu proudu, napětí a šířce impulsu. $E=U \cdot I \cdot t$. Stimulace tkáně je dána nadprahovou

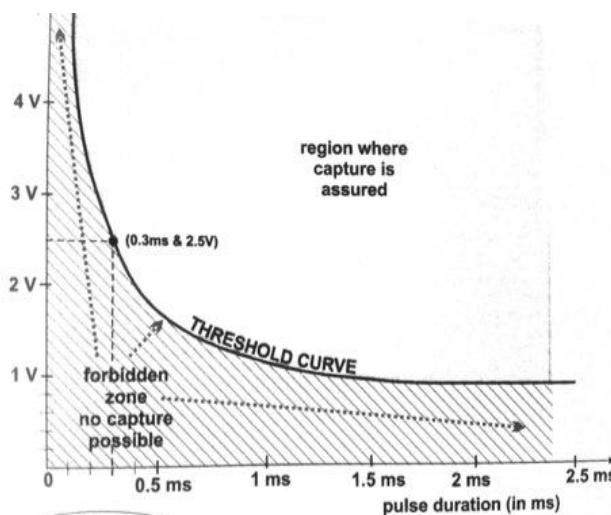
hodnotou stimulačního pulzu, která vyvolá podráždění tkáně. Excitabilitu tkáně znázorňuje Hoover-Weissova křivka udávající závislost amplitudy prahového stimulačního proudu na šířce impulzu (viz obr 12). Má tvar hyperboly a jsou na ní definovány dvě charakteristické hodnoty:

Reobáze – jde proudový stimulační práh pro teoreticky nekonečně široký impuls

Chronaxie – jde o šířku impulzu, při které je práh roven dvojnásobku reobáze. [1, 6, 9]



Obr. 10: Stimulační impuls [1]



Obr. 11: Hoover-Weissova křivka [6]

2.4 Základní dělení kardiostimulátorů

Rozdělit je lze podle několika kritérií. V dalších podkapitolách budou některá kritéria rozebrána detailněji. Základní dělení:

- podle trvání stimulace, která může být dočasná (klinická) nebo trvalá (implantabilní)
- podle způsobu dráždění může být přímé (endokardiální, myokardiální, epikardiální) nebo nepřímé (hrudní, jícnové)
- podle funkce stimulatoru, která je buď řízená, neřízená nebo programovatelná
- počtu stimulovaných dutin na jedno-dutinová či dvou a více dutinová (u unipolárních je výhodou zavádění pouze jedné elektrody, ale velkou

nevýhodou je nemožnost synchronizace síní a komor, u více dutinových je sice výhodou AV synchronizace, ale nevýhodou je cena) [1,6]

- **Řízená stimulace**

Tento typ stimulace se označuje také jako synchronní. Snímá vlastní srdeční aktivitu a pokud vše funguje fyziologicky, tak přístroj čeká v pasivním módu. Jestliže vlastní aktivita není dostatečná vydá impuls a obnoví činnost srdce. Může být řízený buď P nebo R vlnou signálu EKG. U kardiostimulátoru, který je řízen vlnou P využíváme tři elektrod k tomu, abychom nahradili narušený převodní systém, kdy činnost síní není porušena. Jedna elektroda snímá v síni vlnu P. Pokud do určité doby nepříjde další vlna P vydá druhá elektroda impuls do komory. Třetí elektroda je společná pro snímání i simulaci a najdeme ji na stimulatoru. Kardiostimulátor, který je řízen R vlnou má pouze jednu elektrodu, která snímá i stimuluje. Většinou je zavedena do hrotu pravé komory a hodnotí R-R interval. Zachytí vlnu R, a pokud nepříjde do určité doby další vlna R, tak vygeneruje stimulační impuls. Tento typ stimulatoru je označován jako on demand. Nejpokročilejší a také nejpoužívanější jsou dvou-dutinové kardiostimulátory, kdy jedna elektroda snímá a stimuluje síň a druhá komoru. Přístroj přesně pozná která část srdce je potřeba stimulovat a v jaké chvíli. [1, 6, 20]

- **Inhibovaná stimulace**

Tento druh kardiostimulátoru vyhodnocuje časové intervaly mezi R vlnami. Podle velikosti tohoto intervalu generují impulsy. Pokud kardiostimulátor vyhodnotí aktivitu jako spontánní, tak pouze sleduje další průběh ECG signálu. Taková stimulace se nazývá inhibovaná a stimulator jako „on-demand“. Výhodou tohoto stimulatoru je nemožnost současné stimulace KS do spontánní aktivity srdce. [1, 6, 20]

- **Programovatelná stimulace**

Tyto kardiostimulátory patří mezi nejpokrokovější. Lze u nich pomocí speciálních algoritmů měnit nastavení jednak podle konkrétní potřeby pacienta během různých činností, jednak podle potřeby zvyšovat srdeční output. Tyto stimulátory nedovolí zvýšení frekvence nad maximální hranici v případě, že by se komory nestačily plnit a došlo by k celkovému poklesu srdečního objemu. [1, 6, 20]

- **Jednodutinová stimulace**

U jednodutinového stimulátoru jsou dvě základní skupiny – se senzorem a bez senzoru. Dnes jsou více implantovány typy se senzorem. U tohoto typu kardiostimulace je sledována činnost síně nebo komory. Při absenci spontánní aktivity dutiny je činnosti KS nahrazena stimulačním impulzem nastavených parametrů. [1, 6, 20]

- **Dvoudutinová stimulace**

V této bakalářské práci se budeme věnovat dvoudutinovým kardiostimulátorům. Jde o nejčastější typ implantovaných kardiostimulátorů. [6]

- **Biventrikulární stimulace (CRT-P)**

Biventrikulární stimulace je nejnovější metoda stimulace, kdy je třetí elektroda zavedena buď epikardiálně nebo cestou koronárního sinu do oblasti levé komory. Touto metodou je řešena komorová dyssynchronie.[6]

2.5 Identifikace kardiostimulátoru

Každý stimulátor je označen identifikačním kódem NBG (1987), který byl navržen komisí ICHD(1981 – Intersociety Commission for Heart Disease). Podle znaků uvedených v kódu poznáme o jaký typ kardiostimulátoru jde a jaké má funkční vlastnosti (viz obr. 13). [1, 6, 20]

I	II	III	IV	V
Stimulovaná dutina	Dutina, v níž je snímána aktivita	Způsob odpovědi stimulátoru na sensing	Programabilita, frekvenční adaptabilita	Antitachykardická funkce
V – komora A – síň D – obě dutiny S – komora nebo síň*	V – komora A – síň D – obě dutiny 0 – žádná dutina S* – komora nebo síň	T – spouštění I – inhibice D – oba způsoby 0 – žádný	P – omezená programovatelnost** M – multi-programovatelnost C – komunikující 0 – žádná R – frekvenční adaptabilita	0 – žádná P – pacing (stimulace) S – výboj D – obě možnosti

Obr. 12: Kód NBG [14]

Příklady označení kardiostimulátorů:

VOO - komorový asynchronní (fixed rate)

VV I - komorový, komorami inhibovaný

AAI,M - síňový, síněmi inhibovaný multiprogramovatelný

VDD - komorový, síněmi spouštěný, síněmi i komorami inhibovaný

DDD,C – dvou-dutinový, komunikovatelný

2.6 Základní dvou-dutinové režimy:

- **DDD režim:**

Jde o režim, který umožňuje stimulaci i snímání v obou pravostranných dutinách. Pokud má srdce vlastní aktivitu, tak přístroj pouze snímá. Při absenci spontánní aktivity nahradí činnost síní a převede stimul na komory s AV zpožděním. Tento režim je indikován zejména při poruchách AV vedení. Naopak se nedoporučuje při úplné absenci síňové aktivity, či při častých síňových tachyarytmích (u nich lze ale využít automatickou změnu režimu Mode Switch, která bude rozebrána v praktické části). [1, 6]

- **DDI režim:**

V tomto režimu kardiostimulátor také snímá a stimuluje obě pravostranné dutiny. Ale režim odpovědi po snímání je nastaven na inhibici, čili potlačení stimulace. Po síňové události nezačne načítat AV interval. Ten je spuštěn až po komorově snímané nebo stimulované aktivitě (VA interval). Pokud během tohoto intervalu nepřijde síňová nebo komorová aktivita, tak na konci tohoto intervalu pacemaker stimuluje síň. Po této stimulaci se začne načítat AV zpoždění a pokud na jejím konci nepřijde komorová aktivita, tak přístroj stimuluje komoru. Snímání síňové události ale v tomto režimu nespouští komorovou aktivitu. Tento režim se používá při síňových tachyarytmích, pokud není převod mezi síněmi a komorami porušen. Díky tomuto režimu se nepřevádí tachyarytmie ze síně na komoru. Kontraindikací tohoto režimu jsou AV blokády vysokého stupně s normální funkcí sinusového uzlu, chronické fibrilace a fluttery síní. [1, 6]

- **DVI režim :**

Tento režim je odvozen od DDI režimu, ale není u něho využito snímání v síni. Pokud tedy nepřijde spontánní komorová aktivita, tak přístroj podle naprogramovaného algoritmu stimuluje síň a po AV zpoždění komoru. Po síňové aktivitě se začne načítat AV zpoždění a také AEI (atrial escape interval – síňový únikový interval), pokud během těchto intervalů přijde spontánní komorová aktivita, tak se čítače vynulují a začnou se načítat znovu. Stimulace komor je inhibována. Jestliže během těchto intervalů ke komorové události nedojde, tak při ukončení AV zpoždění je vydán impuls komorového výdeje. Tento režim lze využít pokud potřebujeme dvou-dutinovou stimulaci, ale není žádoucí snímání síní. Není vhodný při absenci síňové aktivity nebo při kompetitivních síňových rytmech. [1, 6]

2.6.1 DOO režim:

Mezi další dvou-dutinové režimy, který není často využíván, je režim DOO (dvou-dutinová asynchronní stimulace). Při něm jsou stimulovány obě dutiny základní frekvencí, bez ohledu na vlastní aktivitu. Používá se většinou pouze u podezření na elektromagnetické či elektromyogenní rušení, které by mohlo narušovat činnost přístroje a inhibovat či spouštět stimulace. [1, 6]

- **VDD režim:**

Stimuluje komoru, která není synchronizována se síňovou aktivitou. Tento režim tedy nedokáže pomoci při absenci síňové aktivity. Využívá se u AV blokády, kde je zachována fyziologická síňová aktivita. Nehodí se při dysfunkcích síňového uzlu, flutteru či fibrilace síní. [1, 6]

2.7 Základní parametry kardiostimulace:

Ke správné činnosti srdce je nutná časová synchronie mezi jednotlivými ději v srdci. K tomu složí u kardiostimulátoru parametry časování. Jde o časové souvislosti mezi snímanými a stimulovanými událostmi. Intervaly lze rozdělit z několika hledisek. Takové rozdělení by zahrnovalo základní intervaly, intervaly zaslepení a refrakterní intervaly. Další dělení by bylo možné na intervaly vztahující se k síním a komorám. V této práci se zaměřujeme na dvou-dutinové pacemakery. Představíme si tedy časovací intervaly u DDD režimu. [1, 2, 6]

Patří mezi ně:

- a) Upper sensor rate (USR) – nejvyšší možná frekvence u stimulace řízené senzorem
- b) Refractory period (RP) – interval po stimulaci, kdy KS vidí aktivitu v srdci, ale nereaguje na ní a neresetuje čítač
- c) Blanking period (BP) – součást refrakterní periody, kdy KS nereaguje na žádný signál.
- d) Upper tracking rate (UTR) – nejvyšší frekvence, která může být přenesena na komory ze síní.
- e) Escape interval (EI) – únikový interval, jedná se o časové rozmezí mezi snímanou nebo stimulovanou událostí a dalším stimulovaným impulzem v jedné dutině.

Další intervaly lze rozdělit na komorové a síňové (viz obr 14):

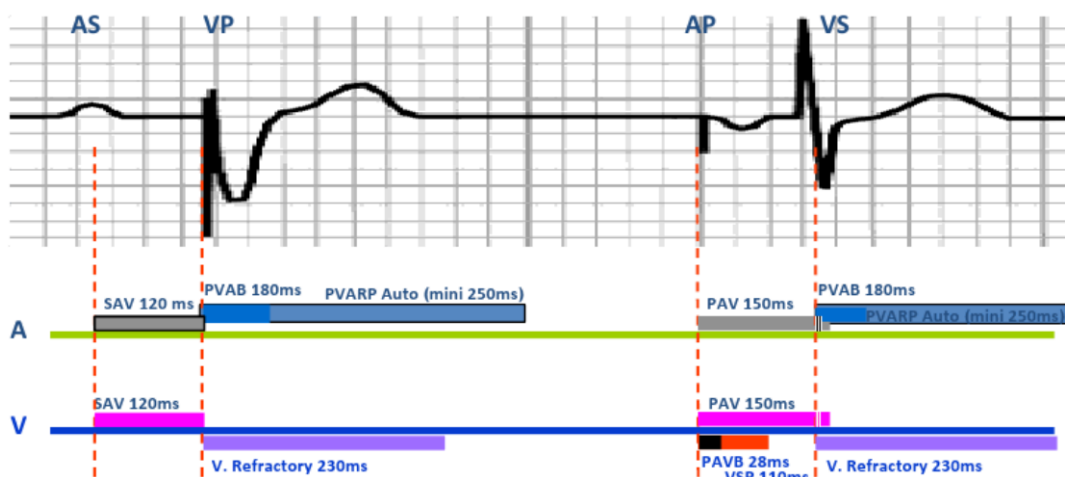
Komorové intervaly:

- a) Lower rate interval (LRI) –základní stimulační frekvence. Jde o nejdelší interval mezi dvěma komorovými událostmi. Lze ho označit jako automatic interval. Některé publikace ho popisují jako minimální rychlost stimulace síně či komory.
- b) Ventricular Refractory Period (VRP) - komorová refrakterní perioda, která je zahájena po komorové aktivitě a není resetována další vlnou T.
- c) AtrioVentricular interval (AVI) – tento interval rozdělujeme na SAV a PAV interval. Jde o interval následující buď stimulovanou (PAV) nebo snímanou (SAV) událost v síních, po které musí přijít stah komor. Interval po stimulované síňové události je delší než po spontánní aktivitě. Je to dáno delší odezvou buňek po stimulaci.

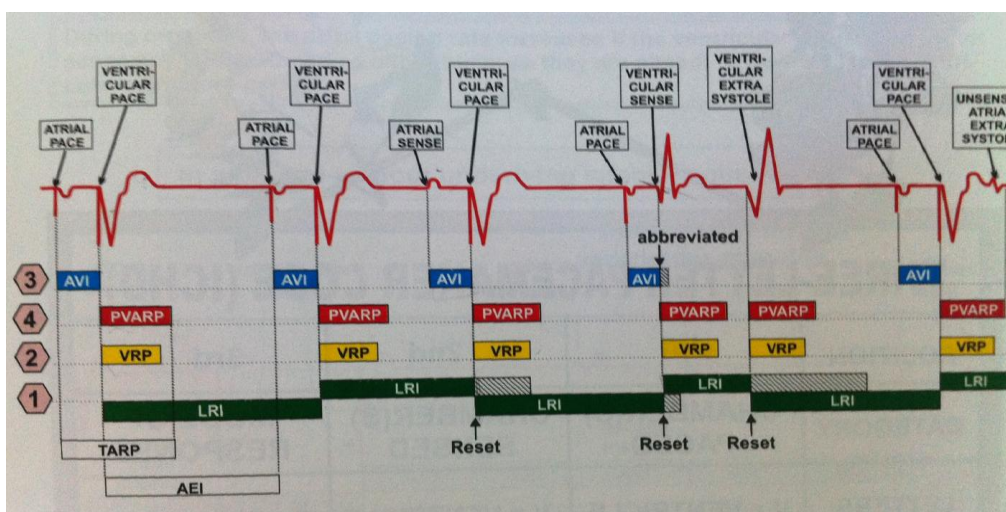
Síňové intervaly:

- a) Atrial Escape Interval (AEI) – VA interval – interval mezi komorovým
- b) a síňovým pulzem. U většiny kardiostimulátorů je nejnižší možná frekvence dána komorovou aktivitou. To znamená, že LRI je zahájen při komorové aktivitě. U tohoto systému je AEI konstantní. $AEI = LRI - AVI$

- c) Atrial Refractory Period (ARP) – síňová refrakterní perioda – interval po síňové akci, kdy KS nevnímá žádnou síňovou aktivitu
- d) PostVentricular Atrial Refractory Period (PVARP) – Síňový refrakterní interval po komorové události. Stejně jako VRP ale v síni. Neresetuje čítač při retrográdní P vlně. Jde o ochranný interval proti zpětné vazbě z komor na síně. Zamezuje PMT – pacemakerem zprostředkované tachykardie
- e) $ARP + PVARP = TARP$ / Total Refractory Period – celkový síňový refrakterní interval. Pokud by byl interval mezi dvěma P vlnami kratší než interval TARP, tak každá druhá vlna P bude spadat do intervalu PVARP a tím nebude zahajovat AV zpoždění a nebude docházet ke zrychlené aktivitě srdce. Tato forma se také nazývá blok 2:1.



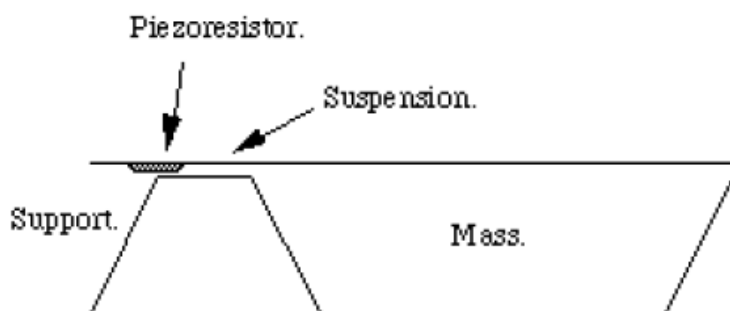
Obr. 13: Časování dvou-dutinového stimulátoru[15]



Obr. 14: Časování dvou-dutinového stimulátoru [2]

2.8 Senzory

Senzory moderních kardiostimulátorů snímají jak kardiální, tak respirační signály. „Ty jsou zjišťovány ze změn elektrických signálů lidského těla.“ [21] Zatím není možné snímat neurochemické signály, ale lze detekovat reakci organismu na tyto signály. Můžeme pomocí senzorů snímat vibrace těla, frekvenci dýchání, teplotu krve, pH krve, obsah kyslíku v krvi, systolický a diastolický tlak, objem vypumpované krve, atd. Díky těmto senzorům lze měnit srdeční frekvenci v závislosti na fyzické aktivitě pacienta (např. při sportech). V 80. letech bylo navrženo několik senzorů, které využívaly piezoelektrické krystaly na pouzdře kardiostimulátoru. Činnost prsních svalů je přenášena na krystal a ten upravoval amplitudu. Tento typ senzoru reagoval bohužel i na stah prsních svalů, který nesouvisel se zvýšenou fyzickou činností. Později byly vyvinuty Akcelerometry a v dnešní době patří mezi nejvíce využívané. Ty snímají pohyb těla a tomu odpovídá výstupní elektronický signál. Tento signál registruje kardiostimulátor a podle něho zvyšuje rychlost stimulace. Akcelerometr je umístěn v integrovaném obvodu a reaguje na fyzickou aktivitu v rozsahu 1-10 Hz. Senzor vyhodnocuje amplitudu signálu, která odpovídá intenzitě pohybu a kmitočet odpovídá jeho četnosti. Senzor je tvořen malým závažím na tenkém nosníku. Při zrychlení je nosník ohýbán. Namáhání nosníku je měřeno piezoelektrickým krystalem (Viz obr. 15). [17]

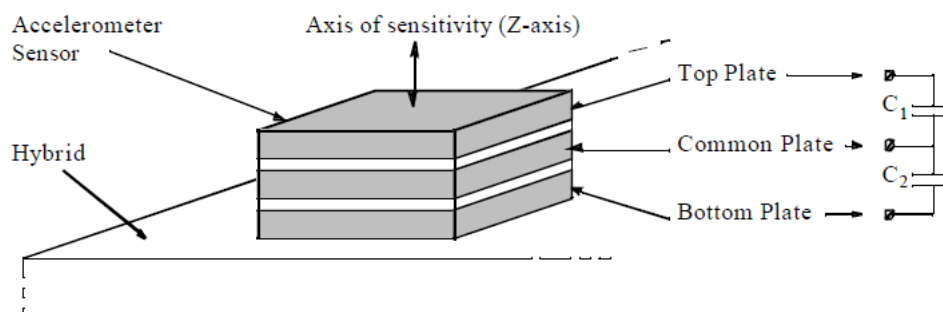


Obr. 15: Schéma pyzoelektrického senzoru [17]

Druhou možností je měřit změnu kapacity při pohybu závaží. Konstrukci tvoří dva kapacitory. Každý z nich je tvořen pevnou a pohyblivou elektrodou (viz obr.16). Vrchní elektroda je pevná a pohyblivá je umístěná na závaží. Druhý kapacitor je tvořen opačně. Pevná elektroda je spodní a pohyblivá je umístěna nad ní. Při vychýlení závaží do stran se změní poměry kapacitního děliče. Tato změna je převedena na napětí a následně převedena na digitální informaci.

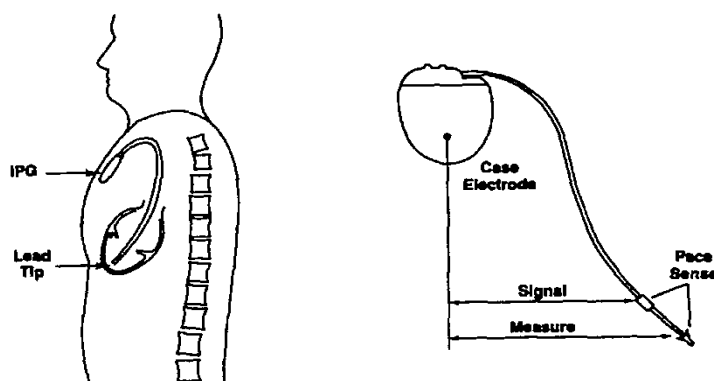
Měřenou veličinou u Akcelerometru může být tedy změna kapacity, a nebo elektrického odporu. Jejich výhodou je jednoduchá konstrukce, snadná detekce, není potřeba žádná speciální elektroda.

Nevýhodou jsou časté reakce na okolní stimuly [17].



Obr. 16: Schéma Akcelerometru s kapacitoy [17]

Novější senzory využívají minutové ventilace tzn. bioimpedance, kdy měří v pravidelném intervalu transthorakální impedanci mezi pouzdem kardiostimulátoru a prstencem komorové elektrody (viz obr. 17). Naměřená impedance je při nádechu vysoká a při výdechu nízká. Nejprve senzor bude měřit impedance v klidu a stanoví se minutový výdej. Při nárůstu minutové ventilace nad základní naměřenou úroveň se pomocí algoritmu zvýší frekvence stimulace. U algoritmu lze nastavit i strmost zvýšení rychlosti stimulace. Výhodou tohoto typu senzoru je vysoká citlivost a rychlá odezva ale také reakce senzoru na fyziologické změny nezpůsobené fyzickou zátěží. Nevýhodou by mohla být nutnosti použití bipolární elektrody.



Obr. 17: Senzor měřící minutovou ventilaci [17]

Jako další je zmíněn senzor, který měří QT interval. Tento způsob stimulace se zvyšuje na podkladě hladiny noradrenalinu. Je ale nevýhodný kvůli opoždění reakce, dlouhému

doznívání a lze ji využít pouze u komory. Další senzor měří obsah kyslíku v centrální tepně. Tento senzor využívá optické spektografie. U něho je výhodou vysoká citlivost a rychlá odezva na fyziologické změny, velkou nevýhodou je ale potřeba zavedení senzoru do centrální tepny a tím by mohla okolní tkáň narušovat správnou činnost.

Všechny tyto senzory se dají u některých kardiostimulátorů i kombinovat. Mezi nastavitelné parametry patří míra zátěže, při které se senzor aktivuje, maximální frekvence zprostředkovaná senzorem apod.[13, 17]

Senzory lze rozdělit podle následujících kritérií na:

- A. Primární senzory: zaznamenávají neurochemické změny organismu
- B. Sekundární senzory: detekují fyziologické změny spojené se srdeční činností (frekvence dýchání, hodnota SpO₂ krve, pH krve, atd.
- C. Terciální senzory: založené na snímání vibrací těla způsobené fyzickou činností
- D. Terciální senzory: založené na snímání vibrací těla způsobené fyzickou činností

3 Porovnání speciálních algoritmů vybraných kardiostimulátorů

3.1 Realizace

Tato kapitola je věnována porovnání některých speciálních algoritmů kardiostimulátorů. K porovnání jsem si vybrala algoritmus Auto Capture (AC), Mode Switch (MS) a algoritmus pro přerušení tachykardie zprostředkované kardiostimulátorem (PMT), a to zejména kvůli jejich častému využití. Následně jsem se rozhodla pro několik firem, u kterých budu tyto algoritmy porovnávat. Na výběr jsme měla z firem dodávajících kardiostimulátory do českých nemocnic. Nakonec jsem se rozhodla pro 4 největší dodavatele. Učinila jsem tak z důvodu četnosti implantací kardiostimulátorů, jak v IKEM, tak v Krajské nemocnici Liberec a.s. a dostupnosti informací. Patří mezi ně firma Medtronic, Inc (USA), Boston Scientific (Massachusetts), St. Jude Medical (USA) a Biotronik (German). Zároveň jsem k porovnání těchto firem vybrala nejčastěji implantované typy kardiostimulátorů. S vybráním jednotlivých typů, které zastupují jednotlivé firmy mi pomohli biomedicíni technici zastupující vybrané firmy. Jde o typy, které jsou nejčastěji implantované v České republice a všechny spadají do stejné cenové třídy, avšak jejich funkce jsou dostačující. Pro firmu Medtronic, Inc. byl vybrán typ Adapta, pro Biotronik Effecta, St. Jude Medical Accent a pro Boston Scientific Altrua 50. K čerpání informací jednotlivých typů jsem využila firemních manuálů, školicích manuálů poskytnutých od biomedicínských techniků jednotlivých firem a konkrétních informací techniků z praxe. Výsledné informace o porovnání Auto Capture, Mode Switch a PMT jsou seskupeny v tabulkách vložených v příloze. V následujících podkapitolách jsou uvedeny pouze největší rozdíly ve způsobu realizace jednotlivých firem.

Na porovnání jsem si vybrala několik parametrů. U Auto Capture jsou to:

- základní funkce
- průběh algoritmu
- interval měření
- vyhodnocení rytmu pacienta
- průběh vlastního testování prahu

- testování v aktivním období po implantaci
- v jakých případech se AC deaktivuje
- shromažďování informací z měření prahu a jejich prezentace

Tyto parametry jsem vybrala z důvodu rozlišnosti realizace u každé z firem.

U algoritmu MS jsem vybrala mezi parametry, které vyhodnocuji:

- parametry nastavitelné manuálně
- mezi kterými režimy je přepínání realizováno (jejich rozdíly jsou popsány v podkapitole 2.6)
- za jakých okolností k přepnutí režimu dochází

Nakonec jsem rozebrala realizace algoritmu PMT. U tohoto algoritmu jsem porovnávala parametry:

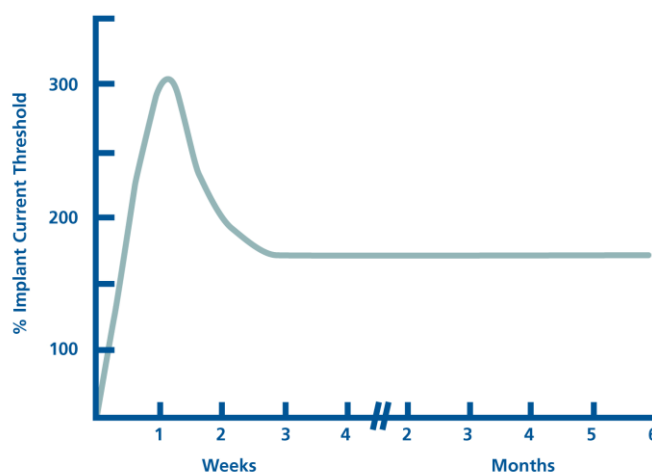
- průběh funkce
- nastavitelné parametry
- průběh detekce PMT
- proces přerušení PMT

3.1.1 Auto Capture algoritmus

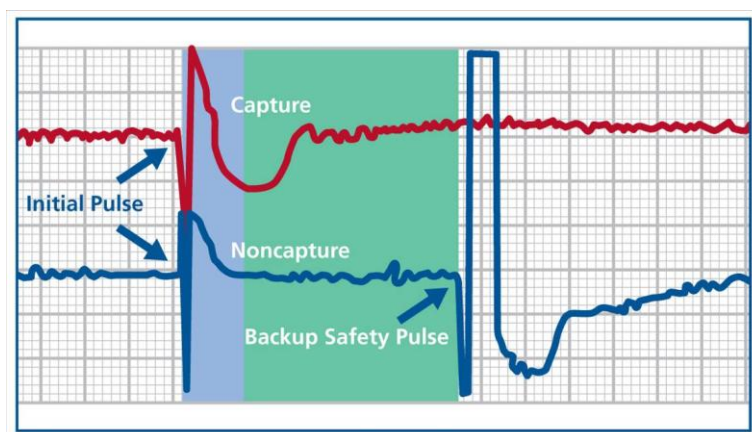
Nastavení stimulačního impulsu bylo dříve možné nastavit pouze manuálně po implantaci a při pravidelných kontrolách pacienta došlo k manuálnímu testování určitých parametrů. S pokrokem v technologii kardiostimulátoru a jednotlivých algoritmů se začalo využívat automatických algoritmů, které stimulační impuls nastavují automaticky spolu s detekcí stimulačního prahu myokardu. Dalším důvodem k přechodu na automatický AC byl fakt, že se změnou stavu pacienta se může měnit

i stimulační práh, což vyžaduje, aby byl stimulační impuls dle potřeby pravidelně sledován a upravován za účelem stimulace myokardu. Automatická kontrola stimulačního pulzu byla nejprve vyvinuta pro komorovou elektrodu a to firmou St. Jude Medical. U některých kardiostimulátorů lze AC nastavit již po implantaci, přesto že trvá několik týdnů, než dojde k ustálení citlivosti tkáně (viz obr. 16). KS pracuje na principu zpětné vazby, kdy kontroluje reakci srdce. Systém zaznamenává

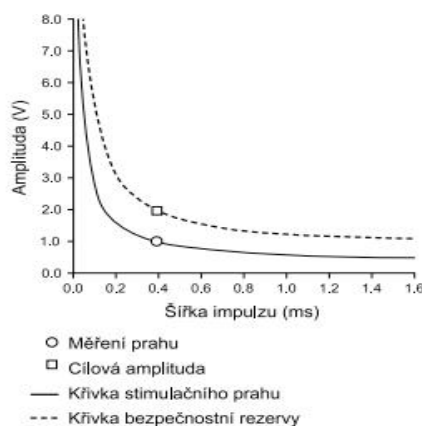
a vyhodnocuje tzv. evokovanou odpověď. Pokud po uplynutí určité časové prodlevy nepřijde odpověď myokardu, tak vydá stimulátor záložní, dostatečně vysoký pulz (backup puls) a tím nedojde k vynechání stahu (viz obr 17). Kardiostimulátor vyhodnocuje podle pravidelných testů prahovou hodnotu, jež bude mít nejnížší možnou amplitudu, která ještě vyvolá v srdci tzv. uchvácení. Zajištěním uchvácení i při změnách citlivosti myokardu je nastavení bezpečnostní rezervy (viz obr. 18) Tento test probíhá v pravidelných intervalech. Další výhodou AC je redukce dráždění myokardu stimulem o vysoké amplitudě a tím i snižování životnosti baterie. Pro názornost jsou na obr.19 znázorněny možnosti nastavení AC u firmy Medtronic, Inc.. Systém také zaznamenává jednotlivé testy, díky čemuž je možné testy později vyhodnocovat. Nevýhodou je rychlejší vybíjení baterie při častém přeměřování prahu (viz obr. 20). V následujících oddílech jsou porovnány základní parametry pro tento algoritmus z hlediska jednotlivých firem. [12, 15, 17]



Obr. 18: Časový průběh velikosti prahu po implantaci



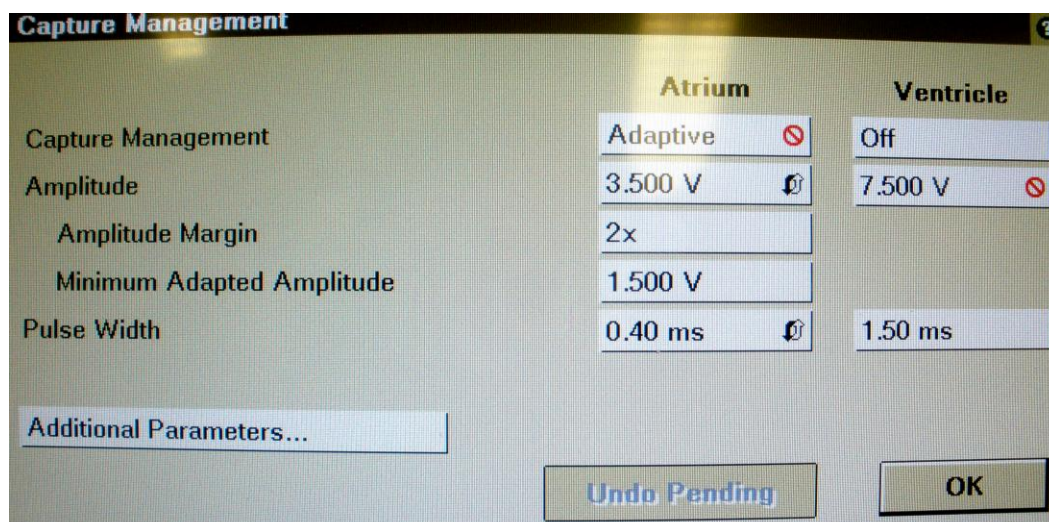
Obr. 19: Backup bezpečnostní puls



Obr. 20: Bezpečnostní rezerva pulsu

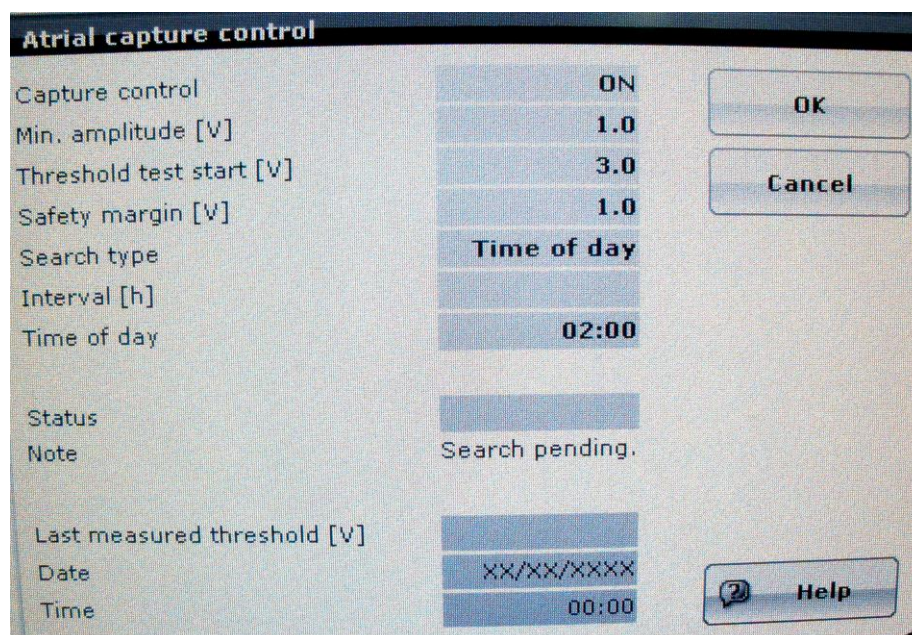
• Porovnání algoritmu Auto Capture

U firmy Medtronic je AC továrně zapnut. Základní nastavení algoritmu AC je možno nastavit na Adaptive (změřený práh rovnou nastaví), a nebo Monitor (pouze testuje a zaznamenává). Díky funkci monitor lze sledovat a později ze zaznamenaných trendů vyhodnotit, zda je pro pacienta AC vhodný. Po implantaci je automaticky nastavena funkce Acute phase (akutní fáze), ve které se na určitou dobu (primárně 120 dnů) nastaví vyšší minimální amplituda stimulace a AC změřený práh nezmění, pokud bude pod hranicí této minimální amplitudy. Po uplynutí akutní fáze se minimální amplituda snižuje. Při reimplantaci se tato funkce běžně nenastavuje a nastaví se klasický AC podle předchozích hodnot původního kardiostimulátoru. Testování i nastavení je zvlášť pro pravou síň i pravou komoru. Průběh testování začíná analýzou signálu a pomocí Ventricular rate stability se snaží stabilizovat rytmus, aby mohl být test spuštěn. Následuje vlastní test prahu a kontrola evokované odpovědi. Pro nastavení signálu je nutné, aby změřený práh byl 3x stejný. Poté algoritmus ke změřenému prahu přičte bezpečnostní rezervu (lze nastavit, aby byla 1,5x-3x vyšší než naměřená hodnota). Pokud AC změří amplitudu prahu vyšší než 3V a širší než 1ms, tak se automaticky AC deaktivuje a KS stimuluje podle manuálně nastavených hodnot. Interval testování lze nastavit od intervalu 1 hodiny po 7 dnů. U některých předchozích kardiostimulátorů od této firmy bylo dané testování každé 4 hodiny, což nebylo příznivé pro výdrž baterie. V tabulce trendů se zaznamenává posledních 15 naměřených hodnot. Na obr. 21 je znázorněno uživatelské rozhraní pro nastavení Auto Capture od této firmy.



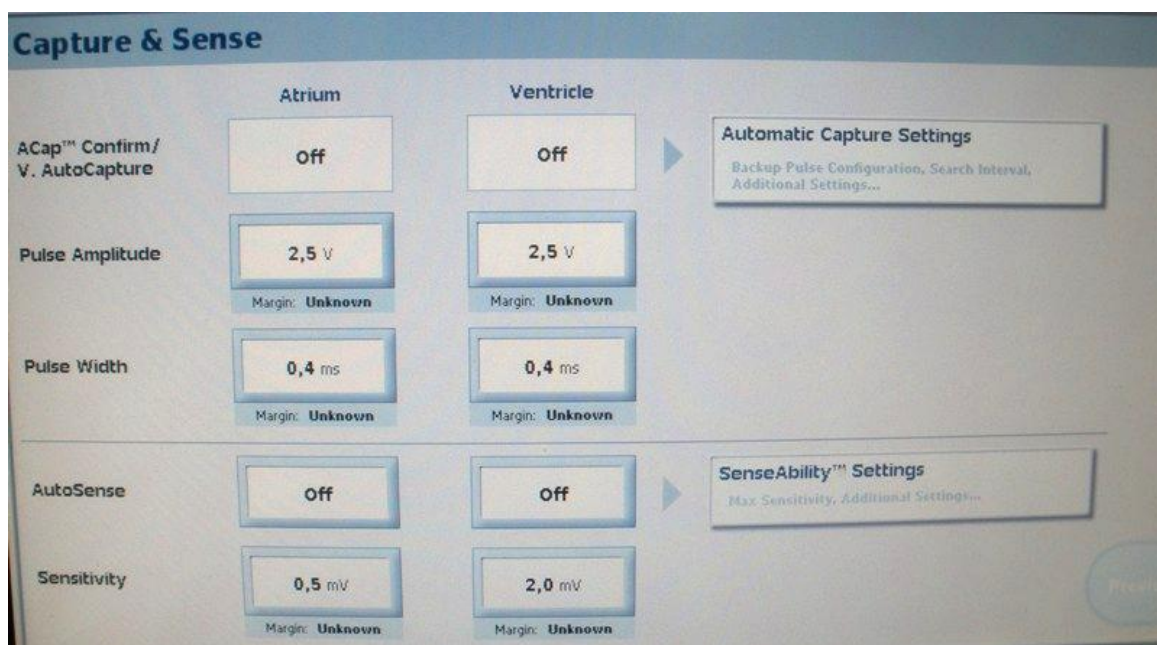
Obr. 21: Rozhraní pro Auto Capture, firma Medtronic, Inc.

U firmy Biotronik je průběh algoritmu podobný. Továrně je AC také zapnut. Nenabízí ale funkci akutní fáze, tudíž se doporučuje nastavit algoritmus až při první kontrole po implantaci. Začíná vyhodnocením kvality signálu a kontrolou frekvence srdeční činnosti. Při frekvenci vyšší než 110/min ale test odkládá na další den. Následuje vlastní test prahu a kontrola evokované odpovědi. Algoritmus nastaví práh již po dvou stejných naměřených hodnotách. Dále k naměřené hodnotě přičte bezpečnou rezervou, která se dá nastavit od 0,5 V do 1,2 V. K deaktivaci AC dochází, pokud se algoritmu nepodaří 25x po sobě práh vyhodnotit. Interval testování lze nastavit po různých intervalech. Na obr. 22 je znázorněno uživatelské rozhraní firmy Biotronik.



Obr. 22: Rozhraní pro Auto Capture, firma Biotronik

Firma St. Jude Medical má AC primárně vypnut a povolí nastavit AC až při naměřeném odporu elektrod minimálně 2 kOhm. Také nenabízí funkci akutní fáze, a proto se doporučuje do první kontroly zapnout pouze funkci Monitor. Průběh testování je různý u síní a u komor. Pro síně jde o funkci ACap Confirm, který se liší od testování komor absencí Back-Up pulzu. Průběh testování u komor je popsán v tabulce v příloze. Pokud je frekvence nižší než 110/min spustí se vlastní test, pokud je vyšší, tak k testování nedojde. Naměřená hodnota se nastaví pokud jsou dvě po sobě změřené hodnoty stejné, stejně jako u St. Jude Medical. Poté se přičte předem nastavená bezpečnostní rezerva. Tu lze nastavit od 0,25V do 1,5V. Interval testování lze nastavit po 8 nebo 24 hod. Nevýhodou může být zaznamenání pouze poslední hodnoty v tabulce trendů. K deaktivaci AC dojde po 25 neúspěšných testech. Na obr. 23 je znázorněno uživatelské rozhraní této firmy.



Obr. 23: Uživatelské rozhraní pro AC od firmy St. Jude Medical

Algoritmus od firmy Boston Scientific lze nastavit na funkci monitor, automatic (ten sleduje odpověď na stimulaci neustále a při absenci reakce tkáně spustí test), třetí možnost je Daily trend, který testování provádí každých 21 hodin. V dalším testování je podobný ostatním algoritmům, ale dokáže reagovat na fůzi či pseudofůzi (stav, kdy KS vydá impuls ve stejnou chvíli, kdy přijde vlastní srdeční stah) prodloužením AV intervalu. Dvakrát naměřená stejná hodnota prahu je nastavena spolu s rezervou. Tu lze nastavit pouze na 0,5V. Ta je oproti ostatním firmám nízká a mohla by způsobit ztrátu reakce na stimul. Primárně je funkce nastavena na On, ale doporučuje se nastavit

ji až při první kontrole. K deaktivaci dochází, pokud se nepodařilo 4x po sobě práh změřit. V tabulce trendů je zaznamenáno posledních 12 měsíců.

3.1.2 Mode Switch

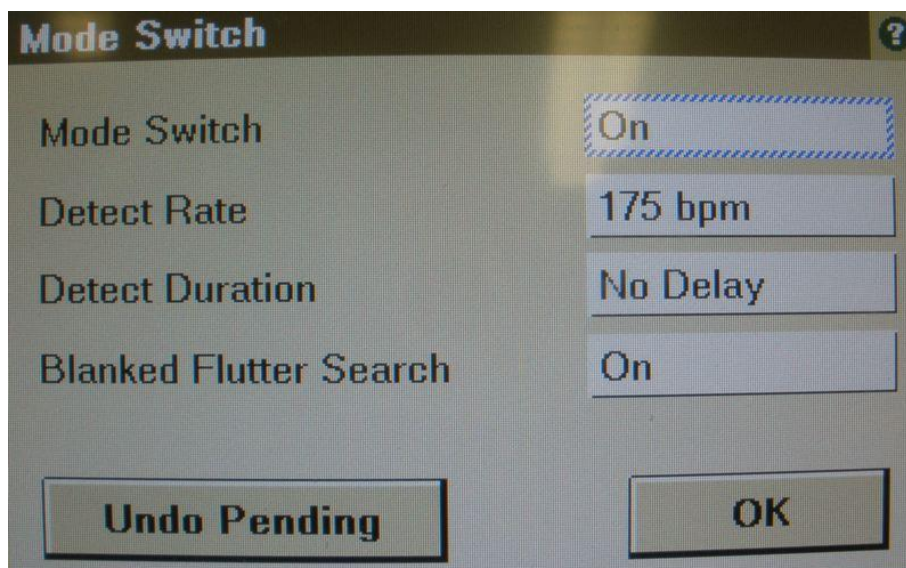
Pomocí výzkumu je prokázáno, že 12 % mužů 5 % žen trpí fibrilací síní a prevalence se stále zvyšuje. Pro tento typ arytmie byl vytvořen algoritmus Mode Switch. Mode Switch algoritmy jsou vytvořené na snížení symptomů síňových arytmií, kdy dochází ke kardiostimulátorem zprostředkované tachykardii při rychlé aktivitě síní. Ideální Mode Switch by měl rozpoznat fibrilaci síní a umět na ně adekvátně reagovat. Při přítomnosti tachykardie dochází k přepnutí režimu, a to při splnění nastavené meze síňového rytmu DDD na DDI, nebo VDD na VDI. Důležitá u tohoto algoritmu je zejména citlivost. Pokud by byl algoritmus nastaven na vysokou citlivost, mohl by nesprávně vyhodnocovat některé nepravidelné tachyarytmie nebo vzdálené signály – myopotenciály atd. Při nízké citlivosti by tachyarytmie nemusel zaznamenat vůbec. Jednotlivé algoritmy se tedy liší v citlivosti, specifikacích, rychlosti změny módu apod. Mode Switch může detekovat síňový či komorový rytmus a porovnává ho s naprogramovanou hodnotou („Rate cut-off“ criterion). Nebo porovnává atriální rytmus s průměrným rytmem pacienta, který je pravidelně přepočítáván, aby byl stále aktuální („Running average rate“). Algoritmus Mode Switch umožňuje programaci rate smoothing pro zamezení nepravidelného převodu ze síní na komory.

Dále je porovnán Mode Switch z hlediska realizace algoritmu jednotlivých firem podle srovnání v tabulce zařazené do přílohy. [12, 15]

- **Porovnání algoritmu Mode Switch**

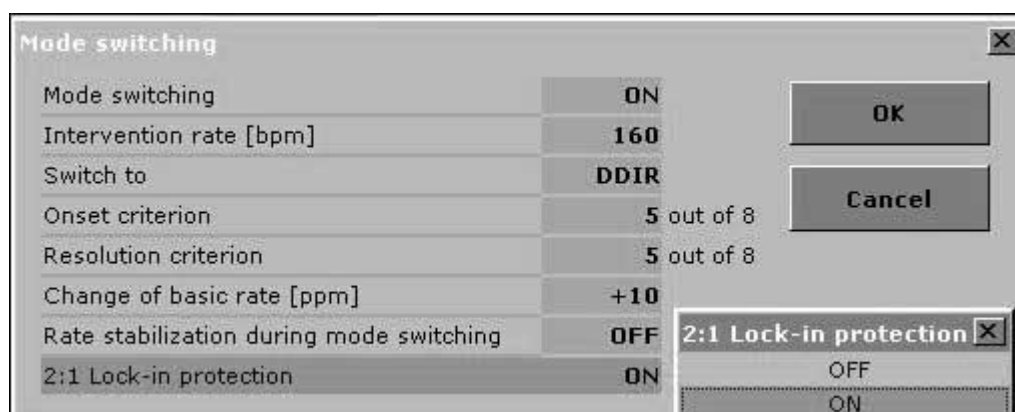
Pro algoritmus Mode Switch téměř každá z firem vyvinula speciální funkci, která pomáhá detekovat situace vhodné pro přepnutí režimu. Také míra nastavitelných parametrů je u každé firmy velmi rozdílná. U všech firem je ale v továrním nastavení funkce Mode Switch zapnuta. U firmy Medtronic je možnost nastavit pouze frekvenci při které dojde k přepnutí režimu. Algoritmus dokáže filtrovat krátké a nepravidelné tachykardie speciální funkcí Detect Duration, po kterých nedojde k přepnutí režimu. K přepnutí režimu dochází pokud jsou 4 ze 7 P-P intervalu kratší než pro danou frekvenci. Při častém síňovém flutteru lze

zapnout funkci Blank Flutter Search, která při detekci této arytmie převádí frekvenci ze síní na komory v poměru 2:1. Na obr. 26 je znázorněno uživatelské rozhraní.



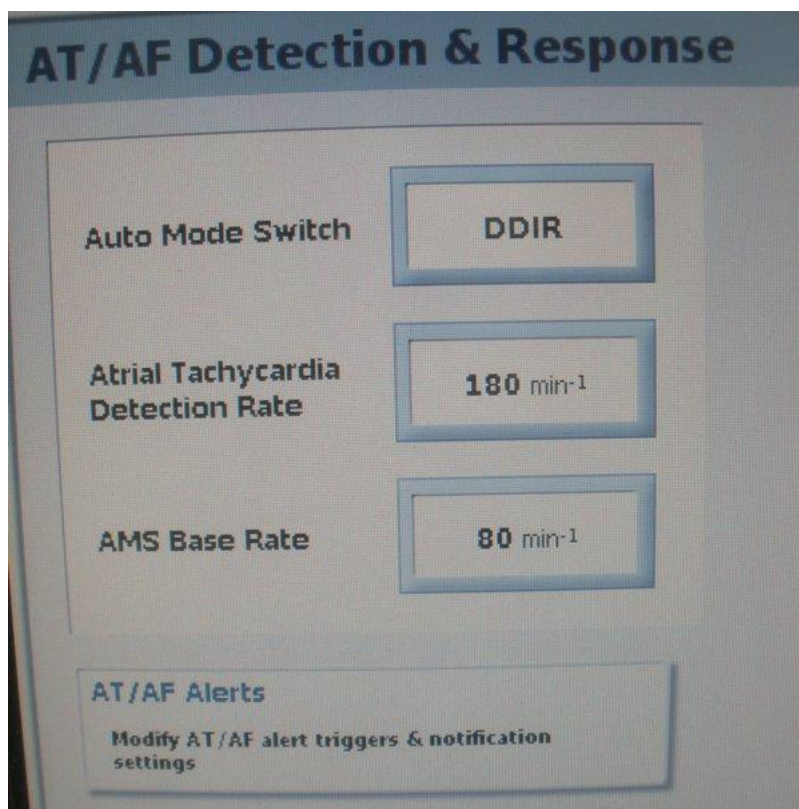
Obr. 24: Rozhraní pro algoritmus Mode Switch of firmy Medtronic, Inc.

Firma Biotronik má pro algoritmus Mode Switch speciální funkci X/Z-out-of-8 algorithm. U ní lze nastavit kolik P-P intervalů musí být kratší než je obvyklé pro zadanou frekvenci, aby došlo k aktivaci algoritmu. Stejně tak je možné nastavit, kolik intervalů musí být delší než daná frekvence, aby došlo ke zpětnému přepnutí režimu. Aby nedošlo k rychlému nárůstu, či poklesu frekvence, je možné nastavit po jakých krocích se má frekvence měnit. Nabídka režimů mezi kterými je možno nastavit přepínání je širší než u předchozí firmy. Firma také nabízí možnost stabilizace rytmu a převod frekvence ze síní na komory 2:1 zejména při dlouhém AV vedení. Na obr. 27 je zobrazeno uživatelské rozhraní.



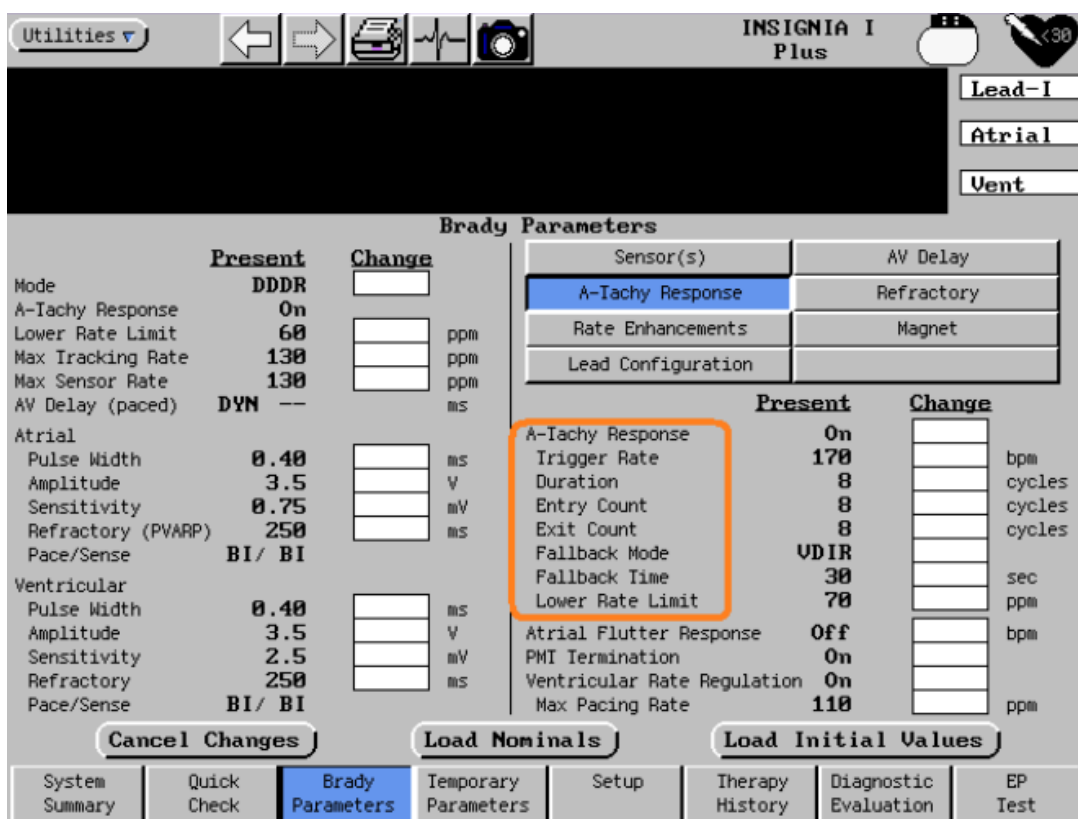
Obr.25: Rozhraní pro Mode Switch firmy Biotronik

Firma St. Jude Medical využívá funkce Filtered Atrial Rate Interval, která porovnává současný rytmus pacienta s průměrným rytmem. Právě proti této hodnotě porovnává algoritmus P-P intervaly. Nevýhodou je malý výběr režimů, mezi kterými lze nastavit přepínání. Celková možnost nastavitelných parametrů je velmi omezená.



Obr. 26: MS od firmy SJM

Algoritmus Mode Switch od firmy Boston Scientific využívá dvě funkce Automatic mode switch (přepíná při překročení nastavené přepínací frekvence) a Fast-switch algorithm, který reaguje rychle přepnutím při síňové tachyritmii. např flutteru, kdy je vlna P zaznamenána v PVARP. Algoritmus je založen na sčítání jednotlivých úseků mezi komorovými stahy v cyklech. Tyto úseky přepočítává na frekvenci a při překročení dané frekvence se přičítá hodnota o velikosti jedna k čítači. Při dosažení určitého nastaveného počtu v čítači (Entry Count) dojde k přepnutí režimu. Stejně probíhá i přepnutí režimu zpět pomocí nastavené hodnoty Exit Count. U algoritmu lze také nastavit doba během které dojde ke změně základní frekvence. Na obr. 27 je zobrazeno nastavení Mode Switch a PMT této firmy.



Obr. 27: Nastavení Mode Switch a PMT od firmy Boston

3.1.3 Algoritmus PMT intervence

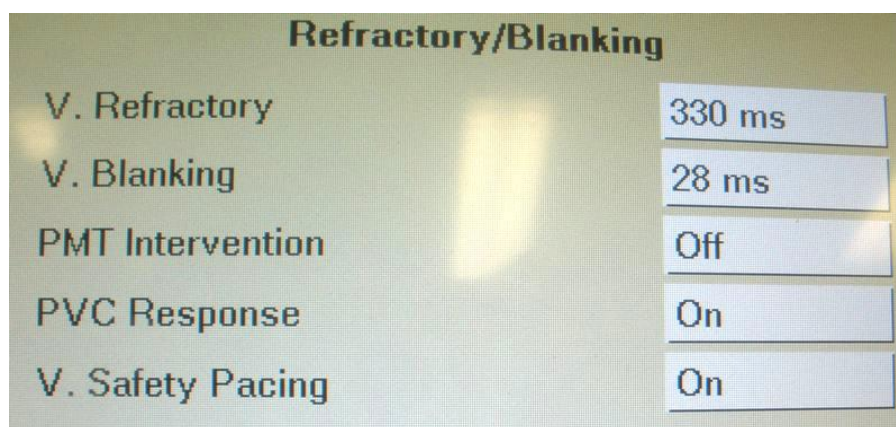
Tento algoritmus zabráňuje vzniku kardiostimulátorem zprostředkované tachykardie. Jde o proces, kdy je komorová stimulace převedena na síně a zde zaznamenána kardiostimulátorem a registrovaná jako P vlna. V tuto chvíli začne časování AV zpoždění a převedení signálu zpět na komoru. Tím vzniká rychlá srdeční aktivita v přesných časových cyklech s sekvencí VP-AS. Algoritmus se snaží o detekci této smyčky a přeměřuje VA interval. Při naměření několika po sobě jdoucích stejně dlouhých VA intervalů systém jednorázově prodlouží PVARP. Tím retrogradní P vlna spadne do PVARP doby a bude následovat stimulace síní i komor. Tím se smyčka přeruší. Další možnost je časování, které nebude reagovat na P vlnu.[2] Na obr. 27 je zobrazeno uživatelské rozhraní programátoru pro algoritmus PMT od firmy Biotronik

- **Porovnání algoritmu PMT**

Celková realizace tohoto algoritmu není tak složitá jako u předchozích algoritmů. U některých firem je k algoritmu PMT zařazena i funkce PVC. PVC

(Premature ventricular contraction) je algoritmus detekující předčasné komorové kontrakce, tedy extrasystoly. Tento algoritmus se snaží o předcházení vzniku PMT.

Firma Medtronic detekuje intervaly mezi stahem síní a komor. Pokud 8 z 16 intervalů přesáhne průměrnou denní frekvenci, dojde k jednorázovému prodloužení intervalu PVARP na 400 ms. Díky tomu další síňová aktivita nebude KS vnímána a nevyvolá následný stah komor. Na obr. 28 je znázorněno nastavení PMT. Továrně je tato funkce u firmy Medtronic, Inc. nastavená na Off.



Obr. 28: PMT nastavení firmy Medtronic, Inc.

U firmy Biotronik je funkce PMT stále zapnuta a nelze ji vypnout. Algoritmus snímá také intervaly mezi komorovou a síňovou událostí. Pokud 8 po sobě jdoucích intervalů je kratších než nastavený VA interval a průměrný interval je v toleranci PMT intervalu, tak dojde k prodloužení AV intervalu. Pokud se interval mezi síňovou a komorovou akcí nezmění je potvrzeno PMT a dojde k resetu PVARP časovače a tím k jeho prodloužení. Firma Biotronik také nabízí funkci Auto PMT, kdy dochází po přerušení PMT k prodloužení AV intervalu o 50 ms a tím k prevenci dalšího vzniku PMT. Pokud během následujících 5 dnů nedojde k detekci PMT bude AV interval opět zkrácen. Na obr. 28 naleznete možnost nastavení PMT.

Refractory period/Blanking	
Atr. refract. period [ms]	AUTO
Auto PVARP	ON
PVARP [ms]	255
PVARP after PVC [ms]	405
Ven. refractory period [ms]	250
Far-field protection after Vs [ms]	100
Far-field protection after Vp [ms]	150
Ven. blanking after Ap [ms]	30
PMT protection	ON
VA criterion [ms]	350

Obr. 27: Nastavení PMT u firmy Biotronik

Firma St. Jude Medical má primárně nastavené PMT na On, ale lze ho vypnout. U této firmy lze nastavit PMT algoritmus dvojím způsobem. Lze zvolit algoritmus 10>PMT nebo Auto Detect. U první možnosti algoritmus také snímá interval mezi komorovou a síňovou akcí a pokud 10 po sobě jdoucích intervalů překročilo PMT interval dojde k jeho přerušení taktéž prodloužením PVARP na 480 ms. Druhou možností je funkce Auto Detect. Tato funkce porovnává intervaly s průměrnou hodnotou a pokud devátý interval nesplňuje průměrný interval mezi stahem v komoře a síni, dojde k prodloužení nebo zkrácení AV intervalu. Pokud je další interval mezi síní a komorou opět stejný dojde k detekci PMT. Následuje jednorázové prodloužení PMT o 330 ms. Jednotlivé funkce lze nastavit pouze po implantaci přístroje.

U firmy Boston Scientific je funkce PMT realizována velice jednoduše. Pokud 16 po sobě stimulovaných komorových událostí bude mít nejvyšší možnou frekvenci a V-A interval ± 32 ms dojde k potvrzení PMT a prodloužení PVARP na 500 ms. Pokud je PVARP interval delší než V-A interval, tak dojde k bloku 2:1, kdy je zaslepena každá drhá síňová aktivita. Nastavení PMT je zobrazeno na obr. 27 v oddíle porovnání Mode Switch. U této firmě je PMT továrně zapnuto.

4 Porovnání vybraných senzorů

4.1 Realizace

V této části jsem se věnovala porovnání senzorů využitých u stejných přístrojů, které jsem porovnávala z hlediska vybraných algoritmů. Šlo tedy o kardiostimulátory čtyř firem (Medtronic, Inc., Boston Scientific, Biotronik a St. Jude Medical). Od každé firmy jsem vybrala vždy jeden typ kardiostimulátoru, který je implantován nejčastěji. Jde o stejné typy jako u předchozího porovnání algoritmů. Obecně jsou si tyto typy podobné jak cenou, tak funkcemi. Jelikož nejsou všechny využité senzory jednoho typu, obecné informace o senzorech jsem uvedla v teoretické části. Zde již budu porovnávat pouze jednotlivé parametry. Všechny vybrané firmy využívají senzor Akcelerometr. Firma Medtronic, Inc. a Boston Scientific jej kombinuje se senzorem minutové ventilace.

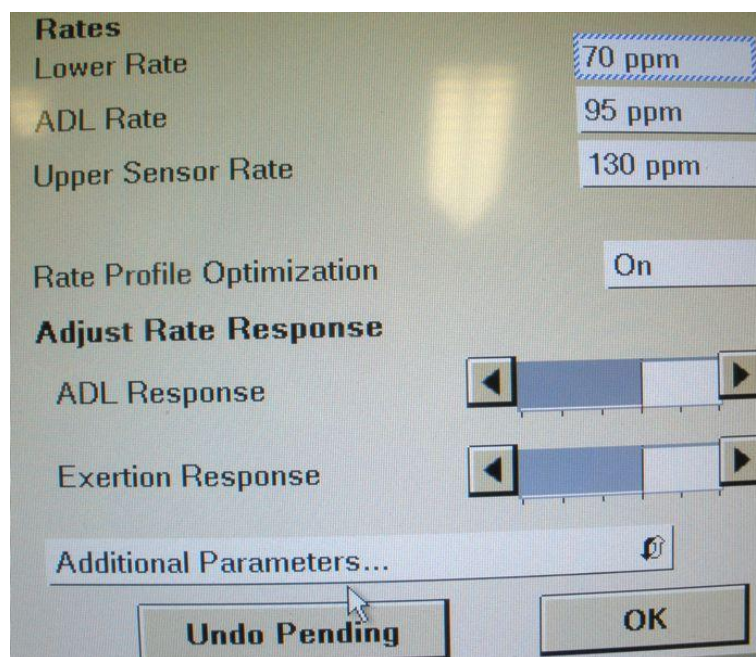
Vybrané parametry:

- použitý senzor
- funkce senzoru
- nastavitelné parametry
- realizace senzoru

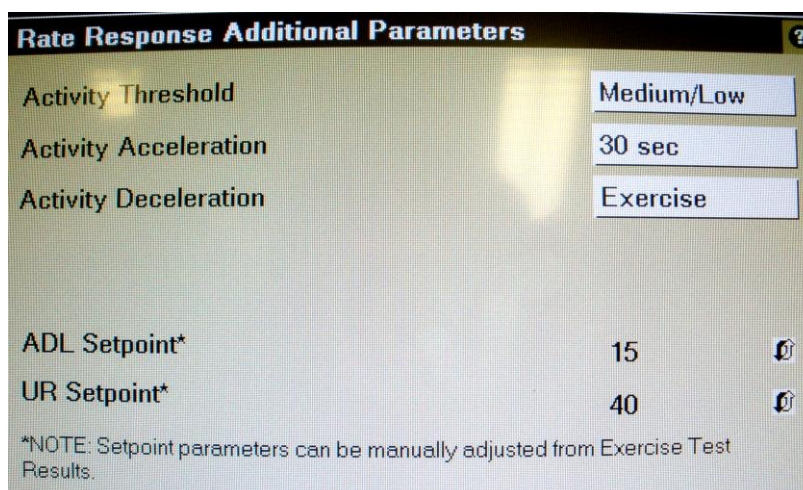
4.2 Shrnutí porovnání jednotlivých senzorů

Jak již bylo uvedeno, tak firma Medtronic, Inc. využívá jak senzoru Akcelerometr, tak senzoru minutové ventilace. Akcelerometr je využíván zejména pro rychlou odezvu na fyzickou aktivitu pacienta, zatím co senzor minutové ventilace snímá dlouhodobou fyzickou aktivitu pacienta a snaží se mu srdeční frekvenci co nejvíce přizpůsobit. Senzor Akcelerometr vyhodnocuje denní a měsíční frekvenční aktivitu pacienta v podobě histogramu a jednou denně porovnává tyto histogramy s naprogramovanými hodnotami a snaží se o přiblížení se k těmto hodnotám. U této firmy lze nastavit tři hodnoty frekvenčních hranic (dolní, střední a horní). Dolní a horní hranici senzor upravuje podle změřených histogramů. Mezi intervaly jednotlivých frekvenčních hranic je rozloženo spektrum fyzických činností pacienta a lze nastavit pro obě rozmezí mezi

hranicemi možnost odezvy a rychlost reakce na fyzickou aktivitu. Celkově se senzor snaží vyhodnotit potřeby pacienta a tomu přizpůsobit nastavení s ohledem na manuální nastavení senzoru. Před samotným nastavením parametru je spuštěn cvičební test, při kterém pacient vykonává danou fyzickou aktivitu a senzor vyhodnotí a navrhne jednotlivé parametry a tím bude optimální pro daného pacienta. Na obr. 29 je zobrazeno nastavení senzoru v programátoru. Primárně je senzor zapnut.



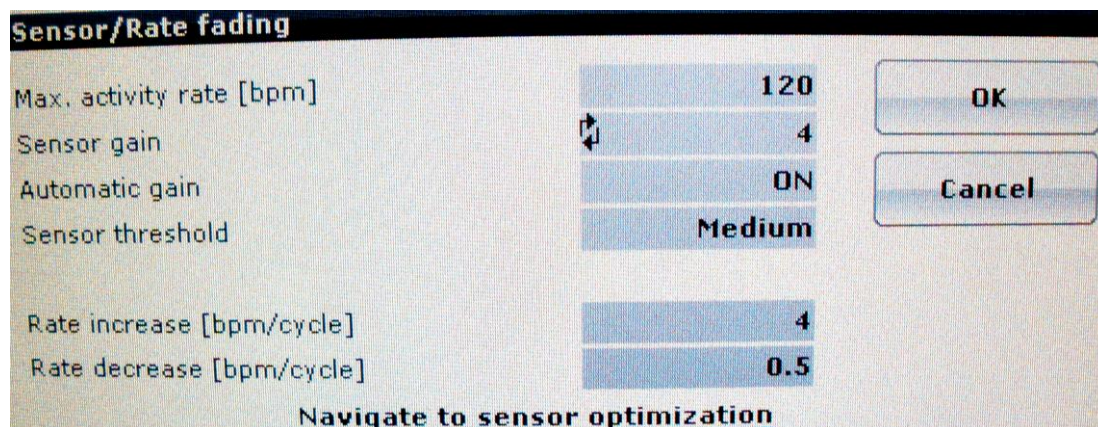
Obr. 28: Nastavení senzoru Akcelerometr firmy Medtronic, Inc.



Obr. 29: Nastavení senzoru Akcelerometr firmy Medtronic, Inc.

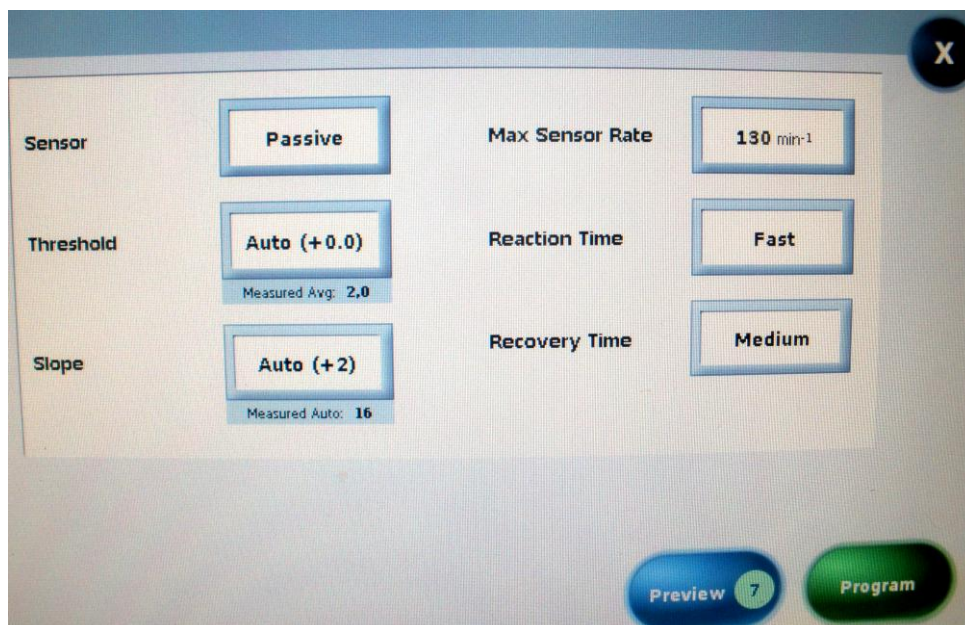
Firma Biotronik využívá k přizpůsobení frekvence podle fyzické činnosti pacienta pouze Akcelerometr. Také nabízí automatický test, který nastaví parametry senzoru. U senzoru se nastavuje síla senzoru, podle které senzor vyhodnocuje, na jak

velkou aktivitu pacienta má reagovat a zvýšit frekvenci. Dále se nastavuje křivka vzestupu frekvence, podle které dochází k postupnému vzestupu frekvence. Lze ji nastavit od pomalé po rychlou. Při nastavení této hodnoty by měl technik zvážit věk a celkový stav pacienta. Rychlý vzestup frekvence by nemusel např. vyhovovat starším osobám. Další parametry slouží k vzestupu a snížení frekvence po frekvenčních intervalech. Senzor se dá nastavit také na automatic gain, který automaticky nastavuje zesílení senzoru podle frekvenčního profilu. Poslední funkcí, kterou firma Biotronik nabízí je vyhlazení frekvence, která zajišťuje, že srdeční frekvence během spontánního poklesu náhle neklesne, ale klesá kontinuálně, dokud se nedosáhne základní frekvence nebo frekvence senzoru. Možnost nastavení naleznete na obr. 30.



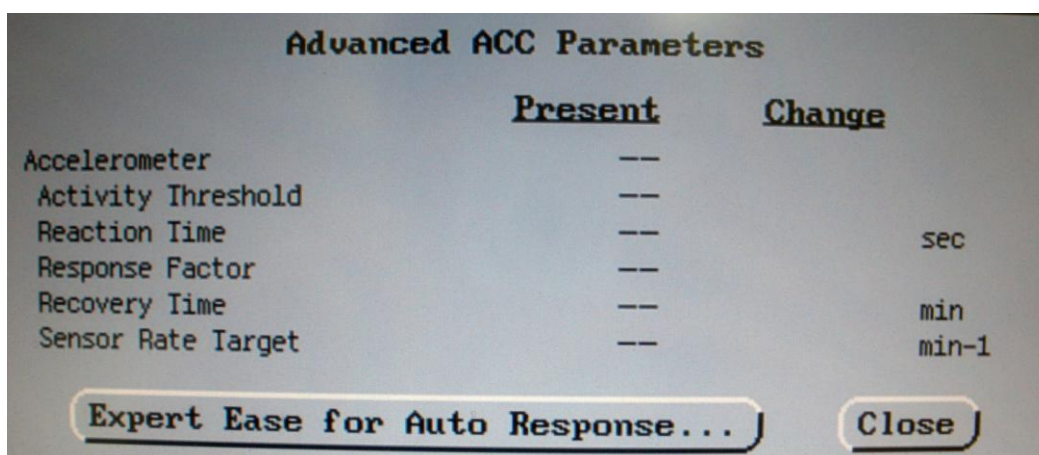
Obr. 30: Nastavení Akcelerometru firmy Biotronik

Firma St. Jude medical také využívá Akcelerometr. Nastavitelné parametry jsou podobné jako u předchozí firmy. U firmy SJM lze ale nastavit automatické nastavení prahu i sklonu podle nedávných aktivit. Senzor je továrně vypnut, ale lze ho nastavit i na passive, kdy sleduje činnost pacienta a podle záznamu lze při kontrole senzor zapnout. Nastavení je vyobrazeno na obr 31.



Obr. 31: Nastavení senzoru firmy St. Jude Medical

Firma Boston Scientific využívá jak Akcelerometru, tak minutové ventilace. Oba lze vypnout nebo nastavit pouze jeden z nich podle potřeb pacienta. U obou senzorů se nastavují rychlosti odezvy, sklon odezvy a citlivost na aktivitu pacienta. Továrně je senzor vypnut. V jednotlivém nastavení se již neliší od předchozí firmy (viz obr. 32).



Obr. 32: Nastavení senzoru firmy Boston Scientific

Závěr

Ve své bakalářské práci jsem se věnovala problematice algoritmů a automatických funkcí kardiostimulátorů. Jednotlivé algoritmy jsem porovnávala z hlediska funkce, možností nastavení a jejich vlastností u několika vybraných typů 2D kardiostimulátorů od firem Biotronik, Medtronic, St. Jude Medical, Boston Scientific. Jednotlivé realizace všech vybraných algoritmů a senzorů mají své výhody i nevýhody. Při nastavování těchto algoritmů je třeba vždy zvážit potřeby daného pacienta.

Algoritmus Auto Capture se liší zejména v intervalech testování a možnosti nastavit tento algoritmus již po implantaci. Díky akutní fázi lze regulovat velikost stimulační prahu podle potřeb pacienta již od implantace, akutní fáze je nastavitelná funkce firmy Medtronic. St. Jude používá pro síň i komoru různý algoritmus, kde v komoře využívá algoritmu AutoCapture (beat to beat), kdy po každém pulsu je měřena evokovaná odpověď a zálohována backup pulsem o dostatečné velikosti, v tomto případě může být safety margin nastaven na min. hodnotu, což pomáhá šetřit baterii, většinou se na komorové elektrodě nastavuje margin 0.125V. Podobný algoritmus používá i firma Biotronik. Firma Medtronic měří AC také pomocí evokované odpovědi, ale jednou za danou dobu, bezpečnost je nastavena pomocí safety margin na dvojnásobek hodnoty prahu. Nevýhodou je zde, že pokud by práh narostl během této doby na větší hodnotu, než je nastavena přístrojem, přístroj bude stimulovat neúspěšně, než dojde k dalšímu měření.

Algoritmus Mode Switch firmy Medtronic detekuje i poměrně krátké tachyarytmie, což může být s výhodou použito pro pacienty, kteří mají symptomy, nicméně příliš rychlá detekce arytmií a přepnutí do asynchronního režimu z hlediska AV sekvenční stimulace může znamenat problémy při oversensingu např. šumu. Algoritmus firmy Medtronic neumožňuje nastavení příliš mnoha parametrů. U firmy Biotronik lze nastavit délku detekce pro přepnutí do mode switch režimu DDIR, tak zpět. Výhodou algoritmu firmy St. Jude Medical je porovnání síňových intervalů dle systému FARI a tím je odstraněno nežádoucí přepnutí při krátkých nesetralých síňových arytmiích. Firma Boston Scientific nabízí navíc funkci, která detekuje síňovou aktivitu v intervalu PVARP a nastaví rychlé zaslepení, aby se zamezilo stimulaci komory do kritické doby.

Algoritmus PMT není z hlediska realizace firm tak rozdílný jako předchozí dva algoritmy. Největším rozdílem je nemožnost vypnutí této funkce u firmy Biotronik. U firmy St. Jude Medical je na výběr ze dvou funkcí a lze tím přizpůsobit PMT podle potřeb pacienta. U této firmy je detekce PMT komplikovanější než u ostatních firem, nicméně často dochází k neadekvátním detekcím PMT při frekvencích nižších než je upper racking rate.

Senzory využívané u jednotlivých firem jsou rozdílné zejména v možnostech optimalizace nastavení parametrů individuálně podle pacienta, tedy jedná se o test, při kterém pacient zpravidla dvě minuty cvičí a naměřené hodnoty jsou použity pro nastavení senzoru. Tuto optimalizaci nabízí firmy Medtronic, Inc. a Biotronik. Senzor firmy Medtronic, Inc. je kombinací akcelerometru a minutové ventilace. Tato kombinace může být výhodná, protože každý senzor reaguje na jiné zatížení. Akcelerometr je mechanický senzor, který reaguje na otřesy, zatímco senzor minutové ventilace určuje frekvenci odvozenou z dechové křivky. Akce Firmy Biotronik a St. Jude Medical využívají pouze senzor akcelerometr a v jednotlivém nastavení se výrazně neliší. Boston Scientific také využívá dva senzory a lze nastavit pouze jeden z nich nebo zapnout oba senzory a ty se kombinují automaticky podle potřeb pacienta. Porovnání vlastností jednotlivých senzorů je k dispozici v tabulkách v příloze.

Kardiostimulátor se dnes dokáže přizpůsobit nejrůznějším potřebám a arytmiím pacienta a já jsem si vybrala pouze pár algoritmů, které tento přístroj nabízí. Podařilo se mi zhodnotit zadané algoritmy a senzory a seskupit je v přehledných tabulkách podle jednotlivých algoritmů. Výsledek mé bakalářské práce bude sloužit jako edukační materiál pro techniky na kardiologickém oddělení.

Seznam literatury:

- [1] BAROLD, S, R STROOBANDT a Alfons F SINNAEVE. *Cardiac pacemakers step by step: an illustrated guide*. 1. vyd. Elmsford, N.Y.: Futura, c2004, vii, 341 p. ISBN 14-051-1647-1
- [2] CLIFFORD, Gari D, Francisco AZUAJE a Patrick MCSHARRY. *Advanced methods and tools for ECG data analysis*. Vyd. 1. Boston: Artech House, c2006, xv, 384 p. Artech House engineering in medicine. ISBN 1-58053-966-1.
- [3] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2004, 673 s. ISBN 80-247-1132-X.
- [4] ELLENBOGEN, Kenneth A a Mark A WOOD. *Cardiac pacing and ICDs*. 4th ed. Malden, Mass.: Blackwell Pub., c2005, 566 p. ISBN 14-051-0447-3.
- [5] EISENBERGER, Martin, Alan BULAVA a Martin FIALA. *Základy srdeční elektrofyzologie a katéetrových ablací*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012, 263 s. Artech House engineering in medicine. ISBN 978-802-4736-778.
- [6] KORPAS, David. *Kardiostimulační technika*. 1. vyd. Praha: Mladá fronta, 2011, 206 s. ISBN 978-802-0424-921.
- [7] ROZMAN, Jiří a Mark A WOOD. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [8] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka: Diagnostika pomocí elektrokardiografie, kardiostimulace a histopatologie*. 6. přeprac. a rozš. vyd. Praha: Grada, 2004, XII, 435 s. 82-35-03. ISBN 80-247-0630-X.
- [9] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. přepr. a dopl. Praha: Grada Publishing, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5
- [10] VÍTEK, Bohumil a Ivo POHANKA. *Dysrytmie: Diagnostika pomocí elektrokardiografie, kardiostimulace a histopatologie*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1982. 82-35-03.

- [11] VÍTOVEC, Jiří a Jindřich ŠPINAR. *Kardiologie praktického lékaře*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1994, 196 s. ISBN 80-701-3163-2.
- [12] MEDTRONIC, Inc. *Příručka k programování kardiostimulátoru SENSIA*. USA, 2005.
- [13] BIOTRONIK. *Effecta Function Manual*. Germany, 2012.
- [14] ALTRICHTEROVÁ, Hana. *Kardiostimulátory* [online]. Plzeň, 2011 [cit. 2013-04-08]. Dostupné z: <http://www.modulweb.cz/download/fragmenty/kardiostimulatory/HTML/18/default.htm>
- [15] LIPOLDOVÁ, Jolana a Miroslav NOVÁK. Automatické funkce kardiostimulátorů. *Automatické funkce kardiostimulátorů*. 2006, roč. 2006, 8(4). Dostupné z: http://www.prolekare.cz/pdf?id=kr_06_04_05.pdf
- [16] OSMANČÍK, Pavel. *EKG učebnice* [online]. Praha: Copyright, 2012 [cit. 2013-03-30]. Dostupné z: <http://www.ucebnice-ekg.cz/cz/>
- [17] TEJKL, Jaromír. *Mikrosenzory a mikrosystémy v medicíně: Kardiostimulátory*. [online]. 2009, s. 15 [cit. 2013-03-30]. Dostupné z: <http://jaromir.tejkl.sweb.cz/kardiostim/clanek.pdf> (převzato z připravovaného článku)
- [18] TÁBORSKÝ, Miloš. *Zásady pro implantace kardiostimulátorů, implantabilních kardioverterů-defibrilátorů a systémů pro srdeční resynchronizační léčbu*. www.kardio-cz.cz [online]. 2009 [cit. 2013-04-08]. Dostupné z: http://www.kardio-cz.cz/resources/upload/data/360_602-614.pdf
- [19] ŘEZNÍČKOVÁ, Martina. *Kardiovaskulární systém* [online]. 2012 [cit. 2013-04-08]. Dostupné z: <http://www.obnovazdravi.cz/kury-dle-onemocneni/kardiovaskularni-system/>
- [20] LOJKOVÁ, Lea. *Kardiostimulátory a zdroje rušení*. Brno, 2009. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. MARIE HAVLÍKOVÁ, Ph.D

Seznam příloh:

- Příloha A. Porovnání algoritmu Auto Capture
- Příloha B. Porovnání algoritmu Mode Switch
- Příloha C. Porovnání algoritmu PMT
- Příloha D. Porovnání senzorů

Příloha A. POROVNÁNÍ ALGORITMU AUTO CAPTURE

Název firmy	Název algoritmu	Základní nastavení	Průběh funkce	Interval měření	Vyhodnocení stability rytmu pacienta	Hledání a nastavení prahu	Akutní fáze	Deaktivace	Záznam prahů			
MEDTRONIC		Lze nastavit pro dutiny: RA(ACM),RV(RVCM)	1. Analýza signálu V 1:00 nebo 4x denně			Šířka impulsu: nastavitelná Amplituda: 1. měření: 0,75 V Poté: poslední naměřený práh – 0,125 V						
	Typ KS ADAPTA®	Capture Management (CM)	Funkce Adaptive (nastavuje vyhodnocený práh)	2.Hledání stimulačního prahu	Interval (1 h - 7 dnů)	VRS – ventricular rate stability (snaha o stabilizování rytmu)	Postupné snižování prahu o 0,125 V	ANO Off,On	Při Amplitudě>5V	ANO 15 posledních		
							A:3,5V	A šířce 1ms	hodnot			
			Funkce Monitor (pouze zaznamenává naměřený práh)	3. Kontrola evokované odpovědi								
BIOTRONIK		Lze nastavit pro dutiny: RA(ACC),RV (VCC)	1. Analýza signálu (Analyzuje kvalitu signálu)			Postupná redukce stimulačního pulzu Poslední efektivní hodnota se uloží Prodloužení parametru AV a VA						
	Typ KS EFFECTA DR®	Capture Control (CC)	Funkce nastavující změřený práh	2. Hledání stim.prahu	Interval (0,1- 24 h) Time a day	AC vypnut při frekvenci vyšší než 110/min	Při opětovné neefektivitě hodnota potvrzena a uložena	NE	f >110/min 25 neúspěšných měření	ANO (pomocí grafu)		
								Při ztrátě stimulační odpovědi vydán backup puls (130 ms) (amplituda 4,5 V)				
			Active Threshold Monitoring ATM (prosté snímání)	3. Kontrola evokované odpovědi					Nastavení prahu: 2x stejná hodnota Bezpečnostní rezerva : ANO; 0,5V- 1,2V			
ST. JUDE MEDICAL		Pro: RA(ACap Confirm) Periodical Treshold Searches) Pro: RV(AutoCapture Beat-beat)	1. Analýza signálu			Postupná redukce stimulačního pulzu Při 1. neef. prodloužení AV na 100 ms Při 2. neef. A + 0,25 V						
	Typ KS ACCENT RF®	Autocapture Autosenzing		2. Hledání stimulačního prahu	Interval (8, 24 h)	Vypnutí při f > 110/min	Při kladné odpovědi stejná amplituda Při neef. A + 0,125 V	NE	f >110/min 25 neúspěšných měření	ANO (poslední hodnota)		
								Při ztrátě stimulační odpovědi vydán backup puls (70 ms) (amplituda 5 V, 0,5 ms)				
			Prosté snímání (Lze nastavit např na prvních 30 dnů po implantaci)	3. Kontrola evokované odpovědi					Nastavení prahu: 2x stejná hodnota Bezpečn. rezerva: ANO; 0,25-1,5V			
BOSTON SCIENTIFIC		Lze nastavit pro dutiny: RA,RV	1. Analýza signálu			Postupná redukce stimulačního pulzu Při neefek. vydán znovu stejný impuls pro kontrolu						
	Typ KS ALTRUA 50®	Automatic Capture (AC)	Lze nastavit automatic nebo daily trand	2. Hledání stimulačního prahu	Automatic po 21 hod	Vypnutí při špatném signálu	Po zachycení fúze, pseudof. prodloužen AV int o 64 ms	NE	Pokud během 4 dnů nebylo možné práh změřit	ANO (až 12 měsíců)		
								Při ztrátě stimulační odpovědi v komoře backup puls (70 ms) (amplituda 3,5-5 V, 0,5 ms)				
								Nastavení prahu: 2x stejná hodnota Bezpečnostní rezerva : ANO; max 0,5V				
				3. Kontrola evokované odpovědi								

Příloha B. POROVNÁNÍ ALGORITMU MODE SWITCH

Název firmy	Typ KS	Název algoritmu	Funkce	Programovatelné	Možnosti přepnutí módů:	Přepnutí módu:	Pokračování
			Detect Rate(DR) mezní frekvence pro detekci	Mode Switch: On/Off Detect rate:140-220 bpm			
MEDTRONIC	ADAPTA®	Auto Mode Switching (AMS)	Detect Duration Detekuje minimální trvání	Detect duration: 150-450 bpm	DDD(R) → DDI(R)	4 ze 7 po sobě jdoucích P-P intervalů <DR	7 A-A intervalů > DR KS přepne zpět
			arytmie nad danou frekvenci		VDD(R) →VDIR	KS prodlouží PVARP a VA interval k odhalení síňové události	
			Blanked Flutter Search 2:1 U síňového flutteru	Blanket flutter search On/Off (měří 8 po sobě jdoucích A-A intervalů)			
			X/Z-out-of-8 algorithm	Switch to: režim do kterého se přepne		Neustálé měření X z 8 P-P intervalů	
BIOTRONIK	EFFECTA DR®	Mode Switching (MS)		Intervention rate (100 ... (10) ... 250 ppm)	DDD(R) → DDI(R), VDI(R) DDD(R) → DDI(R), VDI(R), VVI(R),DVI(R)	Pokud je více než X P-P intervalů>BR přepnutí Pokud je Z P-P intervalů <BR přepnutí zpět	Ize nastavit režim 2:1 (u vysoké frekvence a dlouhého AV vedení krátí frekvenci přenesenou ze síně na komory 2:1)
			Onset criterion (X) = kritérium aktivace(3-8) Resolution criterion (Y) = kritérium deaktivace (3-8)				
			2:1 lock-in protection	Zvýšení frekvence: (+5 až +30 bpm) Rate stabilization: On/Off (Stabilizace při MS)		Zvýšení frekvence po přepnutí do nastaveného režimu	
			Filtered Atrial Rate Interval (FARI): (porovnává současný rytmus s průměrným rytmem)	Auto Mode Switch: režim do kterého se přepne AMS Base rate: 80+ (základní frekvence)		Monitorace P-P intervalu pomoci FARI	
ST. JUDE	ACCENT RF®	Auto Mode Switch (AMS)		Atrial Tachycardia Detection Rate: (ATDR): 120-300 bpm	DDDR→ DDIR, DDD→DDI	Pokud je P-P interval <FARI	Deaktivace Mode Switch FARI>MTR
MEDICAL						zkrátí se o 38 ms	
						(rychlost při které se mód přepne)	
			Automatic mode switch (ATR) při překročení atriálního rytmu	Atrial Trigger rate: 100-200 Duration (doba trvání snímání) Entry count, exit count (čítač): (1-8) Fall Back time: čas za který se sníží frekvence z MTR na ATR LRL Fall back mode: mode do kterého se přepne		ATR algoritmus: Počítá V-V cykly: Při AR>ATR trigger rate zapnutí čítače	AFR algoritmus: zabraňuje stimulaci v choulostivém místě
BOSTON	SCIENTIFIC	Atrial Tachy Response (ATR)		Fast-switch algorithm (AFR)	DDD(R) → DDI(R), VDI(R) VDD→ VDI	Pokud je frekvence vyšší:	Pokud 1 vlna P spadá
SCIENTIFIC	ALTRUA®					čítač +1, pokud nižší -1 (viz obr)	do PVARP-
				rychlé přepnutí u atriální tachyarytmie	Trigger Rate TR (přepínací frekvence)		Při ATR LRL<LRL: přepnutí zpět na LRL

Příloha C. POROVNÁNÍ ALGORITMU PMT

Název firmy	Typ KS	Název algoritmu	Průběh funkce	Programovatelné parametry	Detekce	Přerušení PMT
		Pacemaker-Mediated Tachycardia (PMT) Intervention	Sensor-varied PVARP Automatická detekce PMT		Po PVC funkce PVC response, která (Funkce na stabilizaci frekvence) Funguje pouze pro režim VVI, VVIR	přerušení PMT pomocí prodloužení intervalu síňové refrakterní periody po komoře (PVARP) na jeden interval na 400 ms
MEDTRONIC	ADAPTA®			PMT On/Off	8–16 konsekutivních stahů přesáhne frekvenci ADLR – Activity Daily Living Rate	
			Automatic PVARP funkce zabraňující vzniku PMT	Přerušení PMT		
			Detekce PMT,PVC	PMT pouze On (nelze vypnout)	1)8 po sobě jdoucích Vp-As jsou kratší než VA interval	Reset časovače PVARP
BIOTRONIK	EFFECTA DR®	PMT Protection				2) pokud je průměrná odchylka
				Přerušení PMT	8 intervalů Vp-As v toleranci kritéria PMT tak je zkrácen AV interval	AUTO PMT: PVARP po ukončení PMT prodloužen o 50 ms (Pokud 5 dnů nezaznamená opět zkrátí o 50 ms)
		AUTO PMT kontrola po PMT				3)Pokud je Vp-As konstatní spustí se PMT přerušení
			Detekce PMT,PVC Auto detect	Detekce pomocí: Délka tachykardie= retrográdní čas + AV delay	Při 10>PMT: 10 po sobě jdoucích stejných intervalů	10>PMT (VS-AP) Při vyhodnocení PMT prodloužení PVARP na 330 ms
ST. JUDE		PMT Options	Přerušení PMT	PMT response (možnosti nastavení PMT) atrial response, passive, off Možnost 10>PMT	Při Auto Detect: Měří VP-AS po 8 cyklů a porovnává je s průměrem	
MEDICAL	ACCENT RF®				PMT detection rate (detekční frekvence): 90-130 bpm Možnost AUTO DETECT	AP-VP zkráceno o 50 ms, pokud je to> 100 ms AP-VP prodloužen o 50 ms, pokud je to <100 ms
			Detekce PMT		pokud 16 po sobě stimulovaných komorových událostí při UTR bude mít interval V-A +- 32 s Tak je potvrzen PMT	Po detekci je PVARP prodloužen na 500 ms na jeden cyklus
BOSTON SCIENTIFIC	SCIENTIFIC ALTRUA®	PMT Algorithm				PMT On/Off
			Přerušení PMT			Pokud je PVARP delší než V-A interval tak se frekvence převede v poměru 2:1

Příloha D. POROVNÁNÍ SENZORU						
Název firmy	Typ KS	Název senzoru	Funkce	Programovatelné parametry	Parametry	
				Lower rate (dolní frek.): 30-170 ADL rate (průměr. frek.):60-175 Upper senzor rate (horní frek.): 80-180	Denní histogram a dlouhodobý 30 denní (histogram se snaží o optimalizaci pro celý rozsah aktivit pacienta)	Akcelerometr se využívá pro rychlou odezvu
MEDTRONIC	ADAPTA®	Akcelerometr	Denní a měsíční histogram	ADL response:1-5 Exercion response:1-5 Activity treshold (práh): Low, medium/low Medium/high,high Acceleration time (zvýšení frek.): 15, 30, 60 sec Deceleration time (snížení frek): 2.5,5,10 min	ADL response: reakce na nižší zátěž Exercion response: reakce na vyšší zátěž Vyhodnocuje denně dokud denní a měsíční histogram neodpovídá zvolenému nastavení	Minutová ventilace pro dlouhodobou odezvu
		Minute Ventilation				
				Sensor gain(práh senzoru): 1-23	Senzor gain: povoluje přizpůsobení frekvence individuálně různé síle signálů	Zvýšení frekvence: určuje maximální rychlost,se kterou se zvyšuje stim fr.
			Automatic gain	MAR(aktivační frek): 80-(5)-180 bpm	Automatic gain:kontroluje denně jestli se dosáhlo 90% MSR an 90 sek. Pokud ano - sníží se zesilnění senzorů o jeden stupeň Pokud dosáhne MSR nemění se Pokud během 7 dnů nedosáhne MSR, pak se zesilnění senzorů zvýší o 1 st.	Snížení frekvence: určuje maximální rychlost, kterou klesá fr. při klesajícím senz. signálu
			(automat. nastavení síly signálu)	Sensor threshold(práh)Very low; low; medium; high;very high		Rate Fading – Vyhazení frekvence Zajišťuje kontinuální pokles frekvenci při náhlé bradykardii
BIOTRONIC	EFFECTA DR®	Akcelerometr	Rate Fading	Rate Increase(Zvýšení frek)1 ... (1) ... 10 bpm/cycle		
			vyhlazení frekvence		Práh senzoru: minimální síla vyhodnocených signálů k přizpůsobení frekvence	Senzor Optimization: test pro automatické nastavení senzoru
			Senzor Optimization	Rate Decrease(Snížení frek) 0.1; 0.2; 0.5; 1.0 bpm/cycle		
			Auto Treshold	Práh(Treshold): 1-7	Práh senzoru:1=malá aktivity k vybuzení senzoru Auto treshold nastavuje práh automaticky (aktualizace každých18 hodin) Sklon: rychlost odezvy 1= pomalá odezva Auto slope: na základě nedávných aktivit Doba reakce - za jak dlouho vzroste frek Doba zotavení: za jak dlouho klesne frek	
ST. JUIDE MEDICAL	ACCENT RF®	Akcelerometr	Auto Slope	Sklon (slope): 1-16 Reakční čas(reaction time): Fast, Medium,Slow Doba zotavení(recovery time): Fast, Medium, Slow, and Very Slow MSR(max přenesená fr.):80-180		
			Lze nastavit na Passive ten sleduje aktivitu pacienta a při kontrole lze senzor aktivovat			
			Minute ventilation	Minute Ventilation Response Factor Passive: 1–16 (1) High Rate Response OFF, 55%.. 85% High Rate Break Point 80–185 ppm	Accelerometer Response factor(faktor odezvy): čím nižší tím je k dosažení MSR nutno větší aktivity	Minute Ventilation Response factor(faktor odezvy): čím nižší tím je k dosažení MSR nutno větší aktivity
BOSTON SCIENTIFIC	SCIENTIFIC ALTRUA®	Minute Ventilation		Accelerometer	Activity treshold(práh) představuje úroveň aktivity, která musí být překročena než vzroste frekvence stimulace řízená senzorem	High Rate Response(odezva komorového prahu) řídí odezvu frekvence na MV pro frekvence senzoru mezi LRL a ventilačním prahem
		Akcelerometr		Activity Threshold V-low, Low, Med-low, Medium, Med-high, Med Med,High, V-high		
			Akcelerometr	Reaction Time: 10–50 sec (10-sec) Response Factor: 1–16 (1) Recovery Time: 2–16 minutes (1-min)	Reaction Time (Doba reakce): doba za kteou vzroste LRL na MSR Recovery Time (Doba zotavení): čas poklesu	Oba senzory se navzájem kombinují podle faktoru odezvy
			Lze nastavit ON, OFF, ATR only			